



TESIS - TL142501

**Pengaruh Komposisi Zn, NH_4HCO_3 , serta
Rekayasa Permukaan dengan PLLA terhadap
Sifat Mekanik dan Laju Degradasi pada *Porous
Magnesium Alloy* untuk Aplikasi *Degradable
Biomaterials***

JANUAR NUR ROHMAH SUPRIHARTINI
NRP. 02511550012001

DOSEN PEMBIMBING

Dr. Agung Purniawan., S.T., M.Eng.

Dr. Sigit Tri Wicaksono., S.Si., M. Si.

PROGRAM MAGISTER

BIDANG KEAHLIAN MATERIAL INOVATIF

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL

FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI

INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER

SURABAYA

2018





TESIS - TL142501

Effect of Zn, NH_4HCO_3 , and Surface Engineering with PLLA on Mechanical Properties and Degradation Rate of Porous Magnesium Alloy for Degradable Biomaterials Applications

JANUAR NUR ROHMAH SUPRIHARTINI

NRP. 02511550012001

ADVISOR

Dr. Agung Purniawan., S.T., M.Eng.

Dr. Sigit Tri Wicaksono., S.Si., M. Si.

MASTER PROGRAM

MATERIALS INNOVATION

DEPARTMENT OF MATERIALS AND METALLURGICAL ENGINEERING

FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY

INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER

SURABAYA

2018



LEMBAR PENGESAHAN

TESIS

Tesis disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Teknik (M.T.)

di

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

Januar Nur Rohmah Suprihartini

NRP: 02511550012001

Tanggal Ujian: 18 Juli 2018

Periode Wisuda: September 2018

Disetujui Oleh:

1. Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.

(Pembimbing I)

NIP. 197605282002121003

2. Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph.D.

(Pembimbing II)

NIP 197801132002121003

3. Lukman Noerochim, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D.

(Penguji)

NIP 197703132003121001

4. Mas Irfan Purbawanto Hidayat., S.T., M.Sc. PhD

(Penguji)

NIP 197610272003121001

Dekan Fakultas Teknologi Industri-ITS



Dr. Bambang Lelono Widjiantoro., S.T., M.T.

NIP 196905071995121001

Pengaruh Komposisi Zn, NH_4HCO_3 , serta Rekayasa Permukaan dengan PLLA terhadap Sifat Mekanik dan Laju Degradasi pada *Porous Magnesium Alloy* untuk Aplikasi *Degradable Biomaterials*

Nama	: Januar Nur Rohmah Suprihartini
NRP	: 02511550012001
Pembimbing	: Dr. Agung Purniawan., S.T., M.Eng
Co-Pembimbing	: Dr. Sigit Tri Wicaksono., S.Si., MSi

ABSTRAK

Magnesium (Mg) memiliki sifat biodegradable dan tidak memberikan dampak negatif dalam tubuh. Namun, memiliki laju degradasi yang cepat. Untuk menurunkan degradasi, Seng (Zn) adalah unsur yang sesuai. Saat ini metode yang dikembangkan untuk membuat MgZn adalah metalurgi serbuk dengan space holder amonium hidrogen karbonat (NH_4HCO_3) dan pelapisan polimer untuk menghambat laju degradasi paduan Mg. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisa pengaruh kadar Zn, NH_4HCO_3 , dan Poly-L Lactic Acid (PLLA) terhadap sifat mekanik dan laju degradasi MgZn berporous. Analisa MgZn berporous dilakukan dengan XRD, SEM-EDX, uji porositas, kuat tekan, perendaman, dan potensiostat. Untuk sampel paduan MgZn berporous yang memiliki sifat mekanik dan laju degradasi dengan nilai optimum, yang telah dilapisi dengan PLLA dilakukan analisa yang sama dengan paduan MgZn berporous. Hasil analisa kimia dan perhitungan porositas menunjukkan paduan MgZn berporous terdapat fasa α -Mg dan MgZn, serta 35-70% porositas. Hasil porositas ini didukung dengan SEM yang menunjukkan bertambahnya NH_4HCO_3 maka semakin besar porous yang terbentuk. Hasil EDX menunjukkan persebaran Zn paduan Mg merata pada setiap sampel. Kekuatan tekan menunjukkan bahwa kekuatan tekan dari paduan MgZn berporous adalah 22-46 MPa. Laju degradasi dianalisa menggunakan pengujian perendaman yang menunjukkan nilai 2.8-3.86 cm/tahun. Uji potensiostat juga menunjukkan nilai 1.35-103.1 mm/tahun pada rentang potensial korosi -1.6V sampai -570mV. Semakin banyaknya Zn yang ditambahkan maka kekuatan tekan akan semakin meningkat, laju degradasi menurun. Namun, penambahan NH_4HCO_3 menurunkan kekuatan tekan dan menaikkan laju degradasi paduan MgZn berporous. Dari pengujian yang dilakukan, Mg3Zn35SH memiliki sifat mekanik dan laju degradasi yang optimum. Selanjutnya, Mg3Zn35SH dilapisi PLLA menggunakan dip coating. Pada analisa kekuatan tekan dan laju degradasi didapat bahwa semakin banyak PLLA yang dilapiskan maka akan menaikkan nilai kekuatan tekan dan menurunkan laju degradasi. Sehingga semakin tebal PLLA yang dilapisi pada paduan MgZn berporous maka akan semakin efektif untuk melindungi MgZn. Oleh karena itu, dengan melihat kekuatan tekan dan laju degradasi paduan Mg3Zn35SH berporous maka kriteria yang sesuai sebagai material biodegradable adalah Mg3Zn35SH5C.

Kata Kunci: biodegradable, dip coating, magnesium, PLLA, space holder.



Halaman Sengaja Dikosongkan

Effect of Zn, NH_4HCO_3 , and Surface Engineering with PLLA on Mechanical Properties and Degradation Rate of Porous Magnesium Alloy for Degradable Biomaterials Applications

Name : Januar Nur Rohmah Suprihartini
NRP : 02511550012001
Advisor : Dr. Agung Purniawan., S.T., M.Eng
Co-Advisor : Dr. Sigit Tri Wicaksono., S.Si., MSi

ABSTRACT

Magnesium (Mg) has biodegradable properties and does not have a negative impact in the body. However, it has a fast rate of degradation. To reduce degradation, Zinc (Zn) is the appropriate element. Currently the method developed for making MgZn is powder metallurgy with an ammonium hydrogen carbonate (NH_4HCO_3) space holder and polymer coating to inhibit the degradation rate of Mg alloys. This study aims to analyze the effect of Zn, NH_4HCO_3 , and Poly-L Lactic Acid (PLLA) on mechanical properties and porous MgZn degradation rate. Porous MgZn analysis is performed with XRD, SEM-EDX, porosity test, compressive strength, immersion, and potentiostat. For porous MgZn alloy samples having mechanical properties and degradation rates with optimum values, which have been coated with PLLA, were analyzed similarly to porous MgZn alloys. The result of chemical analysis and porosity calculation shows the porous MgZn alloys are α -Mg and MgZn phases, and 35-70% porosity. The result of this porosity is supported by SEM indicating the increase of NH_4HCO_3 , the greater the porous being formed. The EDX results show the Zn distribution of Mg alloys evenly distributed on each sample. The compressive strength indicates that the compressive strength of the porous MgZn alloy is 22-46 MPa. The degradation rate was analyzed using immersion test which showed a value of 2.8-3.86 cm / year. The potentiostat test also shows a value of 1.35-103.1 mm / yr in a potential range of corrosion -1.6V to -570mV. The more Zn is added then the compressive strength will increase, the degradation rate decreases. However, the addition of NH_4HCO_3 decreases the compressive strength and increases the degradation rate of the MgZn porous alloys. From the tests performed, Mg3Zn35SH has mechanical properties and optimum degradation rate. Furthermore, Mg3Zn35SH coated PLLA uses dip coating. In the analysis of compressive strength and degradation rate it is found that the more PLLA superimposed it will increase the value of compressive strength and decrease the degradation rate. So the thicker the PLLA coated on the porous MgZn alloy will be more effective to protect MgZn. Therefore, given the compressive strength and degradation rate of Mg3Zn35SH porous alloys then the corresponding criterion as biodegradable material is Mg3Zn35SH5C.

Keyword: biodegradable, dip coating, magnesium, PLLA, space holder.



TESIS
Program Studi Magister
Departemen Teknik Material
FTI-ITS

ABSTRAK

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT atas rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis mampu menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul **“Pengaruh Komposisi Zn, NH_4HCO_3 , serta Reyakasa Permukaan dengan PLLA pada Porous Magnesium Alloy untuk Aplikasi Degradable Biomaterials”**

Penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Dr. Agung Purniawan, S.T, M.Eng selaku Ketua Departemen Teknik Material dan dosen pembimbing tesis atas petunjuk dan arahan yang diberikan kepada penulis untuk dapat mengikuti dan menyelesaikan pendidikan ini.
2. Dr. Sigit Tri Wicaksono selaku Pembimbing kedua yang bersedia meluangkan waktu untuk memberikan masukan dan bimbingannya hingga tesis ini terselesaikan.
3. Prof. Ratno Nuryadi selaku Pembimbing di Pusat Teknologi Material-BPPT kawasan PUSPIPTEK Serpong yang bersedia memberikan banyak masukan dan kesempatan penulis untuk melakukan sintering menggunakan tubular furnace.
4. Bapak Nazaz dan Mbak Rina yang telah membantu penulis mengoperasikan tubular furnace.
5. Prof. Ir. Joni Hermana, M.Sc. ES. Ph.D selaku rektor Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.
6. Kedua orang tua Penulis, Bapak Drs. Yoyok Supriyadi dan Ibu Dra. Ratna Suhartini, M.Si atas segala doa serta dukungan moral dan materi yang tiada henti selama penulis menempuh pendidikan.
7. Adik penulis yang tercinta, Bima Yatna Anugerah Romadhoni yang selalu memberikan motivasi selama penulis menempuh studi.
8. Para dosen dan karyawan Jurusan Teknik Material dan metalurgi yang telah memberikan bimbingan dan bantuan kepada penulis selama menempuh studi.
9. Amalia Ma'rifatul Maghfiroh, Yulia Puspa Dewi, Destri Muliastri, dan teman teman jurusan Teknik Material yang senantiasa membantu serta memotivasi sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis ini.



Penulis menyadari masih banyak kekurangan pada tugas akhir ini, sehingga kritik dan saran yang membangun dari berbagai pihak akan digunakan sebagai penyempurnaan. Semoga tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi banyak pihak dalam menunjang ilmu pengetahuan.

Surabaya, Juli 2018

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL

LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian	4
1.4 Batasan Penelitian	4
1.5 Manfaat Penelitian	4
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI	7
2.1 Magnesium dan Paduannya	7
2.2 Pengaruh Seng Terhadap Paduan Magnesium	8
2.2.1 Struktur Mikro Mg-Zn	9
2.2.2. Sifat Mekanik Paduan Mg-Zn	10
2.2.3 Proses Pembuatan Mg-Zn	12
2.2.4 Perilaku Degradasi Mg-Zn	14
2.3 PLLA	22
2.4 Metode Space Holder	25
2.4.1 Preparasi dan Pemilihan Serbuk	26
2.4.2 Pencampuran (Mixing)	29
2.4.3 Kompaksi	32
2.4.4 Pelepasan Space Holder	33
2.4.5 Sintering	36
2.5 Dip Coating	39



BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	43
3.1 Diagram Alir.....	43
3.2 Prosedur Penelitian	44
3.2.1 Pembuatan Substrat Mg-Zn	44
3.2.2 Proses Dip Coating menggunakan PLLA	45
3.3 Pengujian	46
3.3.1 Analisa Morfologi	46
3.3.2 Analisa Komposisi Kimia	46
3.3.3 Analisa Sifat Mekanik.....	47
3.3.4 Analisa Laju Degradasi	47
3.4 Rancangan Penelitian	48
3.4.1 Sintesis Substrat Mg-Zn.....	48
3.4.2 Proses Dip Coating PLLA (Sampel Dengan Komposisi Paduan yang Memiliki Properties Terbaik)	49
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN	51
4.1 Pembuatan Substrat Mg-Zn	51
4.1.1 Analisa Komposisi Kimia	51
4.1.2 Analisa Porositas.....	56
4.1.3 Analisa Morfologi	59
4.1.4 Analisa Sifat Mekanik.....	65
4.1.5 Analisa Laju Degradasi	69
4.2 Proses Dip Coating Menggunakan PLLA	80
4.2.1 Analisa Komposisi Kimia	80
4.2.2 Analisa Morfologi	82
4.2.3 Analisa Sifat Mekanik.....	88
4.2.4 Analisa Laju Degradasi	90
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN	97
5.1 Kesimpulan	97
5.2 Saran	98
DAFTAR PUSTAKA.....	99
LAMPIRAN	

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Diagram Fase Mg-Zn.....	9
Gambar 2. 2 Struktur Mikro Paduan Mg-Zn	10
Gambar 2. 3 Diagram Pourbaix Mg	16
Gambar 2. 4 Diagram Pourbaix Zn	20
Gambar 2. 5 Skema Degradasi Mg dan Paduannya	21
Gambar 2. 6 Skema Degradasi Zn dan Paduannya	21
Gambar 2. 7 Morfologi dari Jenis Korosi Paduan Mg-Zn setelah direndam dalam SBF.	22
Gambar 2. 8 Ilustrasi skema metode space holder	26
Gambar 2. 9 Skema Dip Coating.....	42
Gambar 3. 1 Diagram Alir Pembuatan Paduan MgZn Berporous.....	43
Gambar 3. 2 Diagram Alir Dip Coating Paduan MgZn Berporous.....	44
Gambar 4. 1 Hasil Proses Metalurgi Serbuk Paduan MgZn Berporous	52
Gambar 4. 2 Hasil XRD Paduan MgZn Berporous dengan Variasi Zn pada 35% Space Holder.....	53
Gambar 4. 3 Hasil XRD Paduan MgZn Berporous dengan Variasi Zn pada 45% Space Holder.....	54
Gambar 4. 4 Hasil XRD Paduan MgZn Berporous dengan Variasi Zn pada 55% Space Holder.....	54
Gambar 4. 5 Grafik Hasil Perhitungan Porositas Pada Paduan MgZn berporous	58
Gambar 4. 6 Hasil SEM paduan MgZn Berporous	61
Gambar 4. 7 Persebaran Unsur Mg (Warna Hijau) pada paduan MgZn Berporous	62
Gambar 4. 8 Persebaran Unsur Zn (Warna Merah) pada paduan MgZn Berporous	63
Gambar 4. 9 X-Ray Hasil Spektrum EDX Paduan MgZn Berporous	64
Gambar 4. 10 Grafik Kekuatan Tekan Pada Paduan MgZn Berporous	67
Gambar 4. 11 Hasil Immersion Test Paduan MgZn Berporous di dalam Larutan SBF	70
Gambar 4. 12 Nilai pH SBF dengan variasi penambahan persen berat Zn pada penambahan NH_4HCO_3 yang berbeda paduan MgZn berporous selama	



waktu perendaman.....	73
Gambar 4. 13 Nilai pH SBF pada variasi penambahan persen volume NH_4HCO_3 dengan penambahan Zn yang berbeda paduan MgZn berporous selama proses perendaman	74
Gambar 4. 14 Kurva Polarisasi Variasi Penambahan Persen Berat Zn dengan penambahan NH_4HCO_3 pada paduan MgZn berporous.....	76
Gambar 4. 15 Kurva Polarisasi Variasi Penambahan Persen volume NH_4HCO_3 dengan penambahan Zn pada paduan MgZn berporous.....	77
Gambar 4. 16 Hasil FTIR lapisan PLLA pada paduan MgZn Berporous dengan variasi persen w/v PLLA.	82
Gambar 4. 17 Hasil Porositas $\text{Mg}_3\text{Zn}_{35}\text{SH}$ dengan Variasi Persen w/v PLLA..	83
Gambar 4. 18 Hasil SEM Lapisan PLLA pada permukaan Paduan $\text{Mg}_3\text{Zn}_{35}\text{SH}$ dengan variasi rasio % w/v PLLA dan Klorofom	85
Gambar 4. 19 Hasil SEM Lapisan PLLA pada penampang melintang Paduan $\text{Mg}_3\text{Zn}_{35}\text{SH}$ dengan variasi rasio % w/v PLLA dan Klorofom	86
Gambar 4. 20 Hasil SEM Lapisan PLLA pada penampang melintang Paduan $\text{Mg}_3\text{Zn}_{35}\text{SH}$ dengan variasi rasio % w/v PLLA dan Klorofom	86
Gambar 4. 21 Persebaran Unsur C (warna merah) pada lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi rasio persen w/v PLLA dan Kloroform..	87
Gambar 4. 22 Persebaran Unsur O (warna hijau) pada lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi rasio persen w/v PLLA dan Kloroform.....	87
Gambar 4. 23 X-Ray Hasil Spectrum EDX pada lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi rasio persen w/v PLLA dan Kloroform.....	87
Gambar 4. 24 Hasil Kekuatan Tekan Lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi konsentrasi w/v PLLA.....	88
Gambar 4. 25 Hasil immersion test lapisan PLLA paduan MgZn berporous yang telah direndam di dalam SBF pada 37°C pada variasi w/v PLLA	91
Gambar 4. 26 Nilai pH SBF Paduan $\text{Mg}_3\text{Zn}_{35}\text{SH}$ pada variasi % w/v selama waktu perendaman.....	92
Gambar 4. 27 Kurva Polarisasi Variasi Paduan $\text{Mg}_3\text{Zn}_{35}\text{SH}$ dengan Variasi % w/v PLLA pada Larutan SBF	94



DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Sifat Mekanik Paduan Mg-Zn.....	12
Tabel 2. 2 Laju Degradasi Paduan Mg-Zn pada Media Korosif yang Berbeda.....	23
Tabel 2. 3 Sifat Fisik dan Mekanik PLLA	24
Tabel 2. 4 Sifat Biokompatibilitas PLLA	24
Tabel 2. 5 Aplikasi PLLA untuk Biomaterial	25
Tabel 2. 6 Partikel Space Holder Dan Petimbangan Dalam Pemilihannya Untuk Metallic Biomedical Scaffold	28
Tabel 2. 7 Temperatur Dekomposisi dan Removal dari Space Holder.....	34
Tabel 2. 8 Space Holder dan Pelarut untuk Water Leaching	35
Tabel 3. 1 Rancangan Penelitian Sintesis Substrat Mg-Zn dengan Space Holder NH_4HCO_3	48
Tabel 3. 2 Rancangan Penelitian Proses Pelapisan Substrat Mg-Zn-Ca dengan Polimer PLLA.....	49
Tabel 4. 1 Hasil Perhitungan Porositas Paduan MgZn Berporous	57
Tabel 4. 2 Hasil EDX Persen Berat dan Persen Atom Unsur pada Paduan MgZn Berporous.....	65
Tabel 4. 3 Hasil Kekuatan Tekan paduan MgZn berporous	65
Tabel 4. 4 Hasil Laju Degradasi Paduan MgZn berporous pada larutan SBF	70
Tabel 4. 5 Hasil Pengujian Potensiostatik Paduan MgZn Berporous pada larutan SBF	78
Tabel 4. 6 Hasil FTIR Paduan MgZn berporous.....	82
Tabel 4. 7 Hasil Porositas Mg3Zn35SH dengan Variasi Persen w/v PLLA.....	83
Tabel 4. 8 Hasil Kekuatan Tekan Mg3Zn35SH dengan variasi % w/v PLLA	88
Tabel 4. 9 Hasil Laju Degradasi Mg3Zn35SH dengan Variasi % w/v PLLA pada Larutan SBF.....	90
Tabel 4. 10 Hasil Pengujian Potensiostatik Paduan Mg3Zn35SH dengan Variasi % w/v PLLA pada larutan SBF.....	94



Halaman Sengaja Dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Biomaterial adalah bahan atau substansi apapun (selain obat), alami atau sintesis yang digunakan sebagai perangkat medis untuk menambah atau menggantikan system biologis seperti jaringan, organ, dan fungsi tubuh. Kebutuhan biomaterial ini berasal dari ketidakmampuan untuk mengobati banyak penyakit. Implan tulang adalah salah satu aplikasi dari biomaterial. Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh, dan penyangga tulang pada kasus patah tulang (fraktur). Sebagai pengganti tulang, implan harus mempunyai sifat antara lain; non-toxic, bioaktif, bioresorbable, biocompatible, bioinert, dan osteokonduktif. Non-toxic yaitu tidak bersifat racun terhadap tubuh. Bioaktif yaitu terjadinya interaksi antara implan dan tubuh. Bioresorbable adalah sifat mampu diserap pada jaringan biologis. Biocompatible adalah kemampuan untuk menyesuaikan dengan tubuh. Bioinert merupakan biomaterial yang tidak berpengaruh atau tidak terdapat interaksi antara implan dan tubuh. Osteokonduktif yaitu kemampuan untuk merangsang sel-sel osteoblas pada jaringan keras (Hench 1991). Implan tubuh mempunyai satu atau lebih dari sifat-sifat tersebut.

Scaffold, plate, bone screw, dan beberapa alat lain dapat digunakan secara kombinasi menjadi penopang dan pengisi sambungan antara tulang yang patah sebelum jaringannya mengalami pertumbuhan. Untuk itulah *scaffold* pada area tulang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit, dan osteoklas. Dan *scaffold* haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang. Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011). Pada *orthopedic device* seperti *scaffold, plate, bone screw*, dll biasanya terbuat dari logam *non-biodegradable*. *Bone screw* digunakan untuk menjaga *scaffold* agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat memertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Hingga saat ini penggunaan material *non-biodegradable* (berupa logam dan juga polimer yang tak mampu diserap tubuh) masih sangat populer dalam praktik



penanggulangan dan pengobatan fraktur. Padahal, risiko kerusakan jaringan tubuh, infeksi, dan efek trauma dari pasien akibat operasi berulang-ulang untuk penanaman dan pengambilan implan sangat besar. Untuk itulah diperlukan adanya solusi bahan yang *biodegradable* untuk menjawab risiko-risiko tersebut. Bahan *biodegradable* dapat diartikan sebagai zat atau benda yang mampu terurai oleh bakteri atau organisme hidup lainnya, juga dapat dimaknai sebagai bahan yang harus bebas polutan, karena kegunaan lanjutannya adalah untuk berada di dalam tubuh makhluk hidup. (*Oxford Dictionary*). Bahan *biodegradable*, akhir-akhir ini telah menarik banyak perhatian karena karakter mudah-luruhnya yang unik. Implan yang dapat terurai dan meluruh dalam tubuh, yang disertai dengan penurunan sifat mekanik dari bahan implan, memiliki keistimewaan berupa pengurangan beban secara bertahap, dan unsur-unsur di dalamnya akan luruh dan tertransfer ke jaringan tulang keras (*cortical bone*) dan jaringan lunak. Selain itu, bahan *biodegradable* tidak perlu diambil dari dalam tubuh setelah diimplan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan pertumbuhan jaringan tulang, maka bahan implan *biodegradable* akan meluruh dan larut di dalam tubuh. Dalam perkembangannya di beberapa tahun terakhir, implan *biodegradable* berupa batang penyangga, pelat, pin, sekrup (*bone screw*), jangkar jahitan untuk sutura telah mampu diciptakan. Yang paling sering dipelajari sebagai bahan *biodegradable* adalah polimer, logam, dan juga keramik. (Meisam Salahshoor dan Yuebin Guo, 2012).

Magnesium (Mg) adalah salah satu material logam yang mampu terdegradasi dalam tubuh (*biodegradable*) dan juga memiliki biokompatibilitas yang baik. Selain itu, magnesium juga memiliki sifat mekanik yang sama dengan tulang manusia. Karena memiliki biokompatibilitas yang baik, serta memiliki sifat mekanik yang sama dengan tulang manusia, magnesium memiliki potensi yang besar untuk aplikasi medis khususnya pemasangan stent sementara pada kasus kardiovaskuler dan juga sebagai material pengganti tulang (Choi, dkk 2012). Magnesium juga merupakan salah satu unsur penting di dalam tubuh manusia. Namun, paduan magnesium memiliki laju degradasi yang cepat di dalam lingkungan tubuh manusia sehingga pemakaian magnesium sangat terbatas sebagai implan *biomaterial*. Unsur paduan adalah salah satu metode yang sering digunakan



untuk meningkatkan ketahanan korosi (degradasi) dan sifat mekanik dari magnesium. Tetapi, pemilihan unsur paduan yang digunakan dalam paduan magnesium sangat terbatas karena beberapa unsur paduan (aluminium dan unsur tanah jarang) mampu memicu timbulnya racun dan efek berbahaya di dalam tubuh manusia selama proses degradasi berlangsung (Yin, dkk 2013). Unsur Seng (Zn) adalah unsur yang jumlahnya berlimpah dan sangat penting di dalam tubuh manusia (Tapiero dan Tew, 2003). Hal ini sesuai dengan penelitian Bakhsheshirad, dkk 2014 mengatakan bahwa Mg-Zn adalah kandidat yang berpotensi untuk digunakan sebagai material implan *biodegradable* (Bakhsheshirad, dkk 2014).

Metode yang sering digunakan untuk membuat paduan Mg-Zn ini adalah metode pengecoran. Namun, metode pengecoran ini dapat menimbulkan kontaminasi yang dapat memicu terbentuknya produk korosi selama proses pelepasan cetakan (Song dan Atrens, 2003). Oleh karena itu, metode yang disarankan untuk membuat paduan Mg-Zn adalah metalurgi serbuk. Namun, dengan metode metalurgi serbuk ini membuat magnesium memiliki laju degradasi yang tinggi disertai dengan pelepasan gas hidrogen sehingga mampu merugikan jaringan induk (Witte, 2010).

Modifikasi permukaan biasanya dianjurkan sebagai solusi yang tepat dengan tujuan mengurangi laju degradasi, memperbaiki stabilitas mekanik, dan kompatibilitas sel (Yazdimamaghani, dkk 2014). *Biodegradable polymer coating* adalah metode yang berpotensi untuk meningkatkan ketahanan korosi dari paduan Mg untuk aplikasi tulang dan *stent*. Beberapa *biodegradable polymer coating* telah dilakukan seperti chitosan *coating* (Gu, dkk 2009), PLLA (Poly L Lactic Acid) *coating*, PCL (Poly Caprolactone) *coating* (Chen, dkk 2011), dan PLGA (Poly Lactic co Glicolic Acid) *coating* (Nicole, dkk 2013). Hasil penelitian menunjukkan bahwa lapisan polimer *biodegradable* dapat meningkatkan ketahanan korosi dari paduan Mg khususnya PLLA karena PLLA memiliki laju degradasi yang lebih rendah dibandingkan PCL dan PLGA. Meskipun demikian, perlu dicatat bahwa efek dari lapisan polimer *biodegradable* pada perilaku korosi Mg substrat sangat kompleks, yang terkait dengan jenis polimer, berat molekul, sifat lapisan,



lingkungan korosi dan sebagainya.

Pada penelitian ini akan dilakukan pembuatan paduan Mg-Zn dengan variasi komposisi Zn dan NH_4HCO_3 sebagai space holder menggunakan metode metalurgi serbuk disertai dengan perlakuan permukaan dengan metode *dip coating* menggunakan polimer PLLA.

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana pengaruh kadar Zn dan NH_4HCO_3 sifat mekanik dan laju degradasi material *biodegradable* paduan Mg-Zn?
2. Bagaimana pengaruh PLLA terhadap sifat mekanik dan laju degradasi material *biodegradable* paduan Mg-Zn?

1.3 Tujuan Penelitian

1. Menganalisa pengaruh kadar Zn dan NH_4HCO_3 sifat mekanik dan laju degradasi material *biodegradable* pada paduan Mg-Zn
2. Menganalisa pengaruh PLLA terhadap sifat mekanik dan laju degradasi material *biodegradable* paduan Mg-Zn

1.4 Batasan Penelitian

Dalam penelitian ini terdapat beberapa hal yang berfungsi sebagai batasan masalah:

1. Distribusi ukuran campuran serbuk dianggap homogen.
2. Segala perlengkapan proses metalurgi serbuk dianggap tidak mempengaruhi persentase paduan yang dicampur.
3. Kondisi lingkungan pada furnace saat proses sintering dianggap vakum sempurna.
4. Pada proses pelapisan, *dip speed* dianggap konstan.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, peneliti lain, industri, dan masyarakat, yang dapat diuraikan sebagai berikut:



1. Bagi pemerintah penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang ortopedi sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan untuk direalisasikan.
2. Bagi peneliti lain (terutama mahasiswa), penelitian ini bermanfaat sebagai tolok ukur penelitian tentang *biodegradable material* selanjutnya agar nantinya penelitian ini tidak hanya menjadi bahan koleksi perpustakaan semata. Selain itu, penelitian ini juga dapat digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik.
3. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha yang potensial untuk produksi massal suatu produk di bidang *orthopedic devices* dalam negeri, demi kemajuan teknologi medis Indonesia.
4. Yang terakhir, bagi masyarakat, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai salah satu sumber wawasan untuk pengembangan ilmu pengetahuan di masa mendatang, demi mewujudkan pendidikan Indonesia yang lebih inovatif dan aplikatif.



Halaman Sengaja Dikosongkan

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1 Magnesium dan Paduannya

Magnesium adalah salah satu dari empat unsur terbanyak yang terdapat di dalam tubuh manusia dan sangat penting untuk kesehatan. Di dalam tubuh manusia sekitar 50% magnesium ditemukan di dalam tulang, 49% ditemukan di dalam sel dari jaringan tubuh dan organ, dan 1% ditemukan di dalam darah, yang relatif konstan dan sangat signifikan untuk fungsi darah. Selain itu, magnesium juga berperan penting di dalam system saraf, otot, dan kekuatan tulang. Mengacu pada penelitian yang telah dilakukan sebelumnya, bahwa mengkonsumsi air mineral yang kurang mengandung magnesium mampu menyebabkan penyakit kardiovaskuler. Sebagai tambahan bahwa kandungan magnesium yang rendah mampu menyebabkan penyakit asma, penyakit ginjal, gangguan metabolisme, diabetes, dan hipertensi (Zheng, 2015).

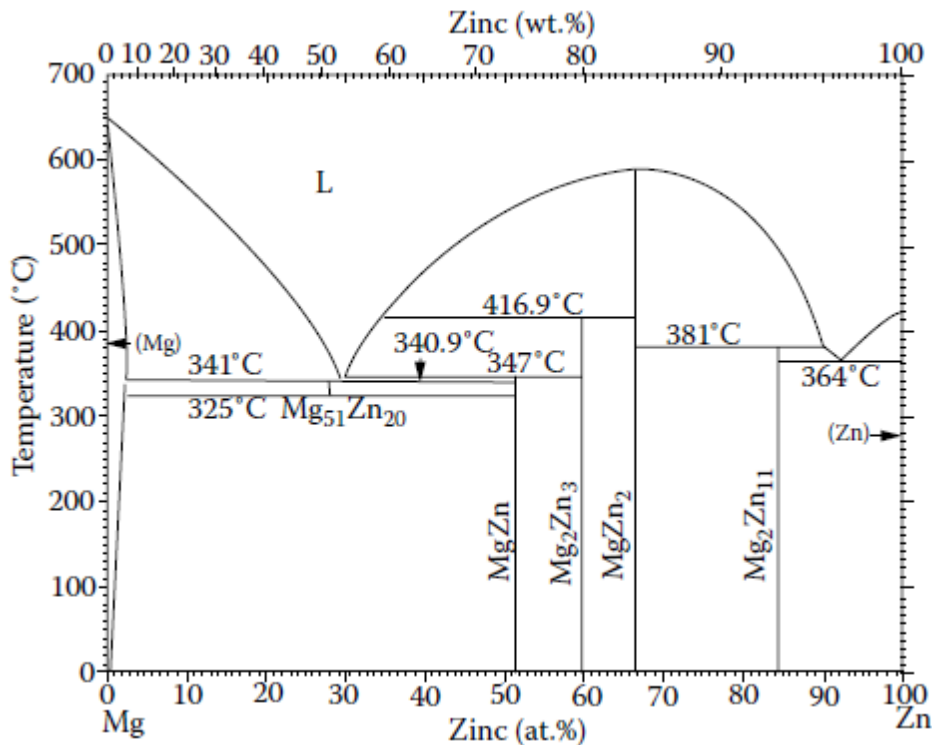
Magnesium juga memiliki sifat mekanik yang baik. Hal ini dibuktikan bahwa modulus elastisitas dan kekuatan tarik magnesium hampir sama dengan tulang manusia, yaitu 41-45 GPa dan 160-250 MPa. Selain memiliki sifat mekanik yang baik, magnesium juga memiliki biokompatibilitas yang baik tanpa tanda-tanda toksisitas sistemik atau lokal, serta magnesium memiliki keunggulan luar biasa dibanding biomaterial logam lainnya karena kebutuhan magnesium harian yang direkomendasikan untuk manusia adalah 310-320 mg untuk wanita dewasa dan 400-420 mg untuk pria dewasa. Sifat degradasi magnesium mampu dibuat tanpa mengubah sifat mekaniknya secara signifikan sehingga ketika implan tidak lagi dibutuhkan di dalam tubuh manusia, setelah melakukan fungsi yang diinginkan, ia akan mulai terdegradasi dan hilang tanpa efek berbahaya atau toksik (Gupta dan Meenashisundaram, 2015). Hal ini sangat menguntungkan karena implant yang dipasang tidak memerlukan operasi kedua untuk pelepasannya karena sudah terdegradasi di dalam tubuh manusia.



2.2 Pengaruh Seng Terhadap Paduan Magnesium

Seng, dengan densitas $7,14 \text{ g / cm}^3$, adalah salah satu unsur logam penyusun 300 enzim di dalam tubuh manusia (Brar, dkk, 2012). Secara biologi, seng juga berperan penting dalam proses metabolisme sel, protein, dan sintesis DNA (Zhang, dkk 2010; Peng, dkk, 2012). Untuk orang dewasa, kebutuhan seng per hari yang disarankan adalah 15-10 mg/hari (Kubasek dan Vojtech 2013). Secara mekanik seng dapat meningkatkan keuletan dan deformabilitas (Zhang, dkk., 2012). Penambahan seng (Zn) ke dalam magnesium mampu meningkatkan kekuatan tarik dan kekerasan melalui mekanisme penguatan larutan padat dan penuaan (Jiang, dkk, 2013). Unsur Zn juga dapat mengurangi impurtias, seperti besi dan nikel sehingga mampu meningkatkan ketahanan korosi (Zhang, dkk. 2009; Vojtech, dkk, 2011; Kubasek dan Vojtech, 2013).

Pada Gambar 2.1 menunjukkan diagram fase biner Mg-Zn. Dapat dilihat pada diagram fase Mg-Zn bahwa batas kelarutan maksimum Zn dalam Mg adalah sekitar 6.2% berat pada temperatur eutektik 341°C (Cai, dkk, 2012). Selama beberapa tahun terakhir, paduan Mg-Zn dengan variasi komposisi Zn telah diteliti. Paduan Mg dengan kadar Zn kurang dari 6%, seperti Mg-0.5Zn, Mg-1Zn, Mg-2Zn, Mg-3Zn, Mg-4Zn, Mg-5Zn, dan Mg-6Zn struktur mikro yang terbentuk pada paduan ini adalah α -Mg, yang mampu meningkatkan sifat formabilitas dan pemesinan pada temperatur tinggi. Dengan demikian, paduan dengan kadar Zn rendah, menjadi mudah terbentuk dengan proses perlakuan panas. Sedangkan, paduan Mg-Zn dengan kadar Zn mendekati titik eutektik memiliki kecenderungan mempunyai kemampuan glass forming yang tinggi. Dimana, kemampuan glass forming adalah kemampuan membentuk fase amorfus saat didinginkan dengan cepat (quenching) (Cai, dkk., 2012; Kubasek, dkk., 2012; Kubasek dan Vojtech, 2013; Peng, dkk, 2012; Wei, dkk., 2014).

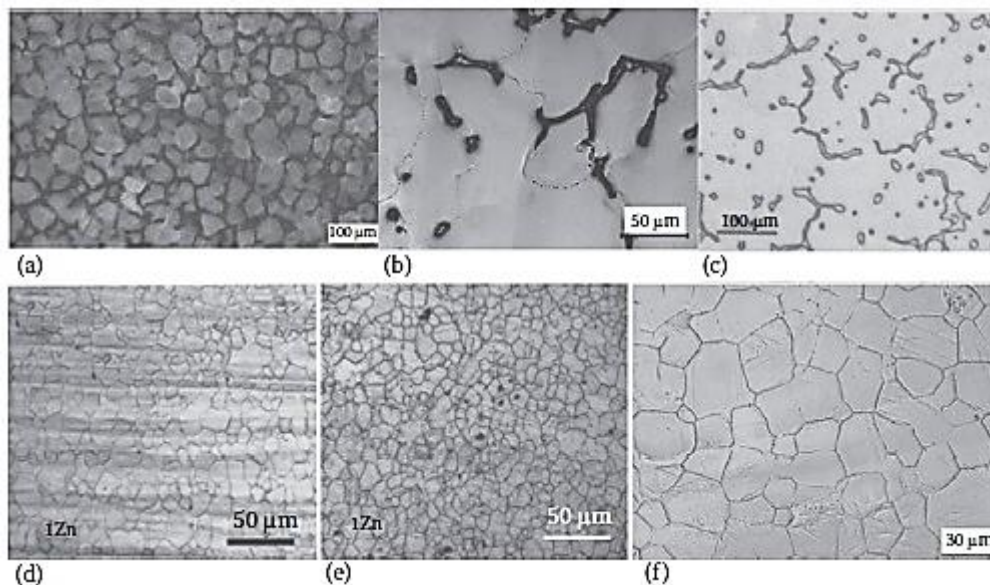


Gambar 2. 1 Diagram Fase Mg-Zn (Zheng, 2015)

.2.2.1 Struktur Mikro Mg-Zn

Pada paduan Mg-Zn dengan variasi kadar Zn yang berbeda terdapat perbedaan yang signifikan antara struktur mikro paduan Mg-Zn dengan kadar Zn yang berbeda. Paduan Mg-Zn dengan kadar Zn kurang dari 2%, yang diproses menggunakan metode pengecoran struktur mikronya terdiri dari matriks Mg dan dendrit sekunder berbentuk polygon, dan semua ukuran butirnya serupa satu sama lain. Namun, rata-rata jarak dendrit sekunder menurun dengan meningkatnya kadar Zn. Hasil EDX menunjukkan bahwa presipitat yang terdapat di dalam paduan adalah fase $MgZn_2$ (Peng, dkk 2012). peningkatan kadar Zn dari 3% hingga 7% ukuran butir menjadi lebih kecil, namun fraksi volume fase kedua meningkat dengan bertambahnya kadar Zn. Penambahan 5%Zn secara signifikan dapat mengecilkan ukuran butir. Fase eutektik ($MgZn + \alpha\text{-Mg}$) yang didistribusikan pada batas butir terdeteksi pada paduan $MgZn$ dengan kadar Zn lebih dari 5% (Cai, dkk 2012). *Solution treatment* memiliki pengaruh yang penting pada distribusi fase

sekunder. Baik Zhang, dkk (2010) maupun (Wei, dkk., 2014) menyatakan bahwa struktur dendrit paduan Mg-Zn hasil proses pengecoran akan menghilang dan struktur mikro menjadi lebih homogen setelah proses *solution treatment*, yang menunjukkan bahwa fase sekunder telah dilarutkan ke dalam matriks α -Mg. Kubasek, dkk (2012) menyatakan bahwa temperatur anil 300°C untuk paduan MgZn tidak cukup untuk mempercepat difusi solid state dan untuk mempercepat pelepasan sempurna fase MgZn pada matriks Mg. struktur mikro paduan MgZn dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2. 2 Struktur Mikro Paduan Mg-Zn; (a) Mg-5Zn hasil pengecoran (b) Mg-6Zn hasil peng Mg-1Zn hasil ekstrusi arah tegak lurus (f) Mg-6Zn hasil ekstrusi (Zheng, 2015)

2.2.2. Sifat Mekanik Paduan Mg-Zn

Seng (Zn) adalah unsur paduan yang efektif untuk meningkatkan sifat mekanik paduan Mg (Zhang, dkk 2010, Peng dkk 2012). Ukuran butir dan persebaran fase sekunder mungkin memiliki pengaruh pada sifat mekanik dari paduan biner Mg-Zn. Dalam paduan biner Mg-Zn dimana kadar Zn kurang dari 2%. Kekuatan luluh dan kekuatan tertinggi meningkat dengan meningkatnya kadar Zn (Peng, dkk 2012). Peng, dkk menyatakan bahwa ada dua faktor yang mempengaruhi kenaikan sifat mekanik, yaitu unsur Zn



terdistribusi secara homogen di dalam matriks Mg sehingga mampu meningkatkan tegangan geser kritis (critical shear stress) yang terputus dari dislokasi dan meningkatkan kekuatan mekanik, serta fraksi batas yang meningkat dihasilkan dari struktur mikro halus yang mampu mengurangi dislokasi secara efektif dan sifat mekanik dari paduan biner MgZn hasil proses pengecoran.

Paduan biner MgZn hasil dari proses ekstrusi menunjukkan kekerasan yang lebih tinggi pada presipitat MgZn_2 . Butiran yang lebih halus secara efektif menghalangi deformasi matriks pada kondisi tarik. Selanjutnya, distribusi butir akan menyebar dengan baik setelah proses ekstrusi sehingga akan mengurangi nilai kekerasan dan segregasi regangan lokal dapat dikurangi secara efektif selama deformasi akibatnya elongasinya meningkat (Peng, dkk 2012). Boehlert dan Knittel (2006) menyatakan bahwa nilai kekuatan paduan biner Mg-Zn sama untuk konsentrasi Zn antara 2.9% sampai 4.1%. selanjutnya bertambahnya kadar Zn hingga 4.4% menyebabkan kekuatan jauh lebih rendah dan elongasi menjadi lebih tinggi Cai, dkk (2012) menyatakan bahwa kekerasan, kekuatan tarik, dan kekuatan tekan paduan biner Mg-Zn meningkat dengan bertambahnya kadar Zn hingga 5%. Selanjutnya bertambahnya konsentrasi Zn hingga 7% dapat menurunkan sifat mekanik.

Menurut diagram fase Mg-Zn, kelarutan maksimum Zn dalam Mg adalah 1.6% pada temperatur kamar di bawah kondisi ekuilibrium. Apabila kadar Zn kurang dari 5%, Zn akan larut dalam matriks Mg, yang mengakibatkan penguatan solid-solution. Terlebih lagi, fase MgZn yang mengendap dari matriks Mg sepanjang batas butir dapat meningkatkan kekuatan. Namun, peningkatan fase sekunder yang diendapkan dapat meningkatkan kerapatan dislokasi dan bertindak sebagai sumber retak baru, yang pada akhirnya dapat menyebabkan kerusakan akibat rapuh (brittle). Ketika kadar Zn meningkat hingga 7% struktur jaringan dengan segregasi dendritik yang terbentuk sepanjang batas butir mengakibatkan cacat residu dan menurunkan kekuatan serta elongasi paduan biner Mg-Zn (Cai, dkk



2012). Sifat mekanik berbagai paduan Mg-Zn ditunjukkan pada Tabel 2.1.

Tabel 2. 1 Sifat Mekanik Paduan Mg-Zn

Sam pel	Kondisi	Modulus Elastisitas (GPa)	Kekua tan Luluh (MPa)	Ultimate Tensile Strength (MPa)	Elong asi (%)	Kekera san (HV)	Ukuran butir (μ m)	Ref
Mg- 2Zn	Cor	-	65	121	5.3	~51	-	Peng, dkk 2012
Mg- 2Zn	Ekstrusi	-	111	198	15.7	~79	-	
Mg- 1Zn	Cor	24.23	60.62	187.73	13.77	47.33 (HB)	100	Cai, dkk 2012
Mg- 5Zn	Cor	36.47	75.6	194.59	8.5	53.8 (HB)	55	
Mg- 7Zn	Cor	39.6	67.28	135.53	6	56.26 (HB)	56	
Mg- 6Zn	Ekstrusi	42.3	169.5	279.5	18.8			Zhang , dkk 2010
Mg- 1Zn	Cor	-	-	-	-	36.4 (HB)	15-20	Kubas ek dan Vojte ch 2013
Mg- 3Zn	Cor	-	-	-	-	39.8 (HB)	15-20	

2.2.3 Proses Pembuatan Mg-Zn

Metode pembuatan paduan Mg-Zn secara konvensional mengacu pada metode pengecoran gravitasi dan cetakan tekan. Pada proses pengecoran gravitasi Mg (>99.5%) dan Zn (>99.9%) dileburkan pada temperatur 700°C hingga 800°C sesuai dengan kadar Zn. Paduan Mg-Zn yang telah meleleh ditahan pada temperatur leleh dengan pengadukan konstan selama 15 sampai 60 menit untuk menghomogenkan paduan cair sebelum dituangkan ke dalam cetakan. Selanjutnya, lelehan tersebut dituangkan ke dalam cetakan baja yang sudah dipanaskan sebelumnya. Selama prosedur peleburan, argon dengan kemurnian tinggi atau campuran CO₂ dan SF₆ dialirkan untuk melindungi lelehan dari oksidasi. Untuk lebih meningkatkan perilaku mekanik paduan Mg-Zn, biasanya dilakukan proses solution treatment. Pada paduan Mg-4Zn, sampel hasil pengecoran dihomogenisasi pada temperatur 330°C selama 90



jam dan kemudian didinginkan menggunakan air (Wei, dkk 2014).

Baru-baru ini, banyak peneliti berfokus pada sintesis dan karakterisasi material Mg berpori karena keunggulan magnesium sebagai *biomaterial*. Metode yang paling banyak digunakan untuk menghasilkan material berporous adalah dengan metalurgi serbuk dengan material *green compact* yang mengandung partikel *space holder* (Capek dan Vojtech, 2014). *Leaching* dilakukan setelahnya dengan cara melarutkan material ke dalam larutan yang sesuai atau mudah terdekomposisi termal selama proses *sintering*. Pemilihan partikel *space holder* ini sangat penting, terutama untuk material dengan aplikasi biomedis karena partikel tersebut harus mudah menguap dan mudah terlepas dari material tanpa menimbulkan kontaminasi (Capek dan Vojtech, 2014). Partikel yang sudah digunakan adalah NaCl (Kang, dkk 2013), NH_4HCO_3 (Capek dan Vojtech, 2014), dan $(\text{CO}(\text{NH}_2)_2)$ (Cay, dkk 2013).

Pemilihan jumlah dan ukuran partikel *space holder* berdasarkan ukuran dan tingkat porositas sangat dibutuhkan untuk material Mg. Ketika partikel *space holder* dibersihkan melalui proses *leaching* dengan melarutkan sampel ke dalam media, terdapat kemungkinan terjadinya *leaching* yang tidak sempurna dari partikel *space holder* dan memungkinkan sampel Mg terkorosi ketika dicelup di dalam media. Ketika $(\text{CO}(\text{NH}_2)_2)$ dihilangkan dari Mg dengan proses pencelupan ke dalam 0.001 NaOH, perlu diperhatikan bahwa oksidasi dari partikel Mg sangat mungkin terjadi. Dekomposisi termal sempurna dari $(\text{CO}(\text{NH}_2)_2)$ membutuhkan temperatur yang lebih tinggi dari temperatur melting magnesium murni, sedangkan ammonium bikarbonat terdekomposisi pada 36-60°C. pada temperatur yang lebih rendah, hanya dekomposisi parsial dari $(\text{CO}(\text{NH}_2)_2)$ yang mungkin terjadi sehingga menimbulkan kontaminasi pada produk akhir. Oleh karena itu, ammonium bikarbonat adalah partikel *space holder* yang sesuai jika dibandingkan dengan $\text{CO}(\text{NH}_2)_2$ untuk pembuatan paduan Mg berpori menggunakan metode metalurgi serbuk (Gupta dan Meenashisundaram, 2015).

Sebelumnya, Capek dan Vojtech (2014) telah mensintesis material



magnesium berporous menggunakan ammonium bikarbonat sebagai space holder. Mg dengan (0, 5, 10, 15, 20) % volume ammonium bikarbonat disintesis menggunakan serbuk Mg murni (75-150 μ m) dan serbuk ammonium bikarbonat (250-500 μ m). sebelumnya, serbuk dicampur secara manual selama 30 menit dengan 30% volume larutan hexane untuk menghindari segregasi serbuk. Serbuk kemudian dikompaksi menggunakan tekanan 265 MPa sehingga membentuk *green compact* silinder. *Green compact* kemudian diberi perlakuan panas pada 130°C selama 4 jam menggunakan *muffle furnace* kemudian diikuti dengan proses sintering pada 550°C selama 6 jam menggunakan tubular furnace. amonium bikarbonat terdekomposisi pada 130°C. setelah sintering, analisa porositas sampel magnesium (0, 5, 10 15, 20) dilakukan dan didapat 12, 23, 28, 33, dan 28 % volume. Semua sampel dilakukan analisa struktur mikro, *flexural strength* dan sifat korosi dibawah kondisi fisiologi. Magnesium dengan porositas 12% volume menunjukkan *flexural strength* dan ketahanan korosi yang paling baik. *Flexural strength* dari Mg porous (sampai 28% volume) lebih baik dari pada implant material porous yang lainnya seperti hidroksiapatit dan komposit bioglass. Sifat mekanik dari Mg berpori ini sangat sesuai dengan sifat mekanik tulang manusia.

2.2.4 Perilaku Degradasi Mg-Zn

Umumnya, pada proses degradasi Mg dan paduannya melibatkan empat persamaan reaksi yang dapat dilihat pada persamaan 2.1 sampai 2.4. Mekanisme degradasi logam *biodegradable* ditunjukkan pada Gambar 2.3 (Zheng dkk, 2014).



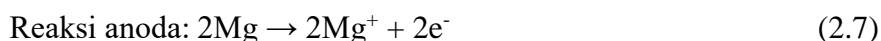
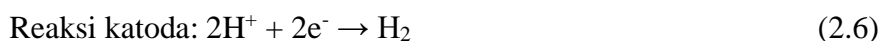
Laju degradasi untuk logam *biodegradable* dalam lingkungan fisiologis netral, umumnya terjadi melalui reaksi katodik dan anodic. Korosi



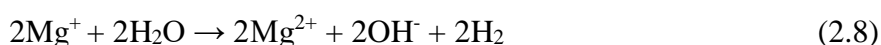
logam menghasilkan hidroksida, oksida, dan produk samping gas hydrogen (Kaur, 2017). Dalam paduan magnesium (Mg), yang memiliki potensi korosi negatif, stabilitas Mg tergantung pada pembentukan lapisan permukaan yang mampu menghambat serangan permukaan ketika terkena lingkungan yang korosif. Dalam kasus Mg, lapisan yang terbentuk menunjukkan kinerja pelindung yang buruk dan sangat rentan terhadap kerusakan. Reaksi korosi Mg mengikuti persamaan keseluruhan:



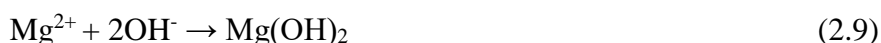
Persamaan yang disederhanakan ini dapat dipecah menjadi reaksi parsial katodik dan anodik :



Evolusi hidrogen sangat penting dalam mekanisme korosi magnesium. Molekul H_2 dapat dihasilkan dalam reaksi reduksi dan dengan reaksi kimia antara magnesium dan air:



Produk korosi utama yang terbentuk adalah magnesium hidroksida. Namun, atmosfer dan solusi yang berbeda akan menghasilkan jenis produk korosi lainnya seperti karbonat dan karbonat terhidrasi (dengan adanya asam karbonat atau CO_2 yang dilarutkan dalam air) atau sulfit dan sulfat (dengan adanya kontaminan asam sulfat atau sulfur yang diencerkan) (ASM, 1987).

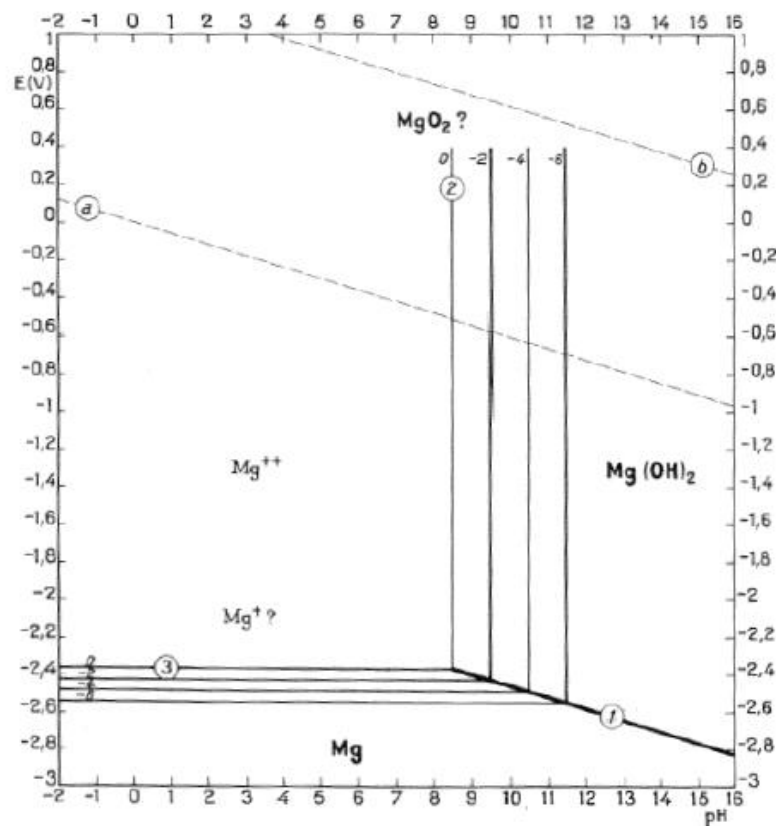


Ada dua kesimpulan yang dapat ditarik dari analisis persamaan di atas dan evolusi hydrogen, yaitu korosi magnesium tidak akan menunjukkan ketergantungan yang signifikan terhadap konsentrasi oksigen dalam media dan dengan adanya volume elektrolit kecil ada alkalinisasi yang signifikan dari larutan.

Magnesium memiliki potensi standar yang sangat aktif -2,37 V (SHE) (Shreir, dkk 1944), dengan asumsi kontak langsung dan kesetimbangan antara permukaan logam bebas dan ion divalen. Namun, potensi standar jauh lebih mulia dalam larutan NaCl 3% -1,63 V (SCE), atau



-1,38 V (SHE) (Shreir, dkk 1944), yang menunjukkan bahwa permukaan logam tidak bersentuhan langsung dengan larutan dan ditutupi oleh lapisan hidroksida. Lapisan ini menutupi permukaan yang memberi beberapa perlindungan korosi dalam larutan alkalin. Termodinamika larutan berair dijelaskan oleh diagram Pourbaix. Diagram menunjukkan bahwa ion divalen stabil dalam larutan sampai nilai pH sekitar 11. Setelah titik ini hidroksida $\text{Mg}(\text{OH})_2$ menjadi spesies stabil.



Gambar 2. 3 Diagram Pourbaix Mg

Proses korosi pada magnesium murni biasanya terkait dengan Korosi Lokal (Song dan Atrens, 2003). Denominasi khusus ini dimaksudkan untuk membedakan proses ini dari bentuk-bentuk lain korosi lokal seperti pitting, karena sangat berbeda. lapisan permukaan yang menutupi magnesium adalah metastabil dan hanya sedikit protektif. Untuk alasan ini, magnesium tampaknya memiliki potensi lubang (Epit) lebih negatif daripada potensi



korosi bebas (Ecorr).

Ketika proses korosi dimulai, lubang yang tidak beraturan dan dangkal terbentuk. Lubang ini berperilaku sangat berbeda dibandingkan dengan yang terbentuk dalam sistem lain seperti baja tahan karat atau aluminium dan bukannya tumbuh secara mendalam, mereka menyebar secara lateral menutupi seluruh permukaan, oleh karena itu tidak membentuk lubang yang dalam. Perilaku ini merupakan konsekuensi dari alkalinisasi larutan yang disebabkan oleh reaksi katodik. Peningkatan pH menstabilkan magnesium hidroksida $Mg(OH)_2$ dan memperlambat proses korosi di dalam lubang. Serangan itu kemudian berlanjut ke tepi lubang di mana pH cukup rendah untuk terjadi pembubaran anodik. Ini merupakan karakteristik self-limiting dari proses korosi; mekanisme ini sangat berbeda bentuk mekanisme pitting lainnya yang bersifat self-catalytic dan umumnya mempercepat aktivitas korosi. Karena proses korosi menyebar ke lateral, itu memicu kerusakan dan pembentukan partikel yang jatuh dari permukaan. Proses korosi fase kedua sangat umum terjadi pada alloy magnesium.

Dalam lingkungan fisiologis, pada saat kontak dengan cairan tubuh, logam yang dapat terurai menghasilkan reaksi elektrokimia pada interface. Logam teroksidasi menjadi ion logam dalam cairan tubuh sebagai reaksi anodik (Persamaan 2.10; Gambar 2.12). Sementara itu, molekul organik, seperti protein dan lipid, mulai menyerap pada permukaan implan. Untuk reaksi katodik yang sesuai, pembentukan hidrogen (Persamaan 2.11) dan konsumsi oksigen (Persamaan 2.13) terjadi secara alternatif berdasarkan pasangan galvanik antara matriks logam dan fase intermetalik atau batas butir (Gambar 2.15). Karena korosi sedang berlangsung, endapan logam hidroksida pada permukaan membentuk lapisan pelindung. Pada penelitian sebelumnya, cairan fisiologis menyediakan lingkungan *Cl-rich*. Adsorpsi klorida menyebabkan pemecahan lapisan pelindung $M(OH)_n$ dan menyebabkan korosi sumuran, yang merupakan penyebab utama korosi paduan pada logam biodegradable. Selanjutnya, senyawa kalsium / fosfor dari cairan tubuh menempel dan menempel di permukaan seperti yang

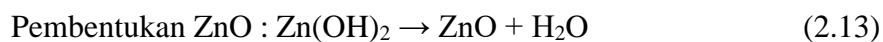
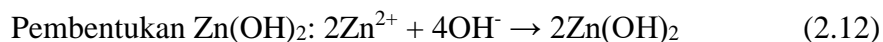
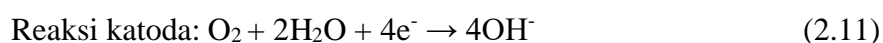
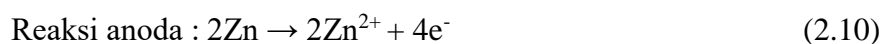


ditunjukkan pada Gambar 2.3c. Sel berkembang biak dan berdiferensiasi pada lapisan kalsium / fosfor yang disukai ini untuk membentuk jaringan lebih dekat dengan lapisan produk korosi (Gambar 2.3d).

Sedangkan untuk biodegradable Zn dan paduannya, mekanisme degradasi tetap tidak jelas. Bowen dkk. (2013) meneliti perilaku korosi seng melalui uji in vivo seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.4.

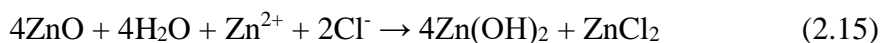
Dalam penelitian Bowen dkk (2013) , karena alkali lokal, lapisan tipis oksida seng terbentuk pada waktu awal dan melindungi matriks dari korosi lebih lanjut. Setelah diimplantasi selama 4,5 bulan dan 6 bulan, lapisan korosi menebal dan komposisi lapisan berubah. Lapisan seng karbonat dan kalsium / fosfor terbentuk seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.4a (Bowen dkk, 2013).

Dalam unsur Seng (Zn), reaksinya termasuk sejumlah spesies perantara, menurut yang berikut:



Ketika terkena cairan tubuh, seng dioksidasi menjadi kation logam setelah reaksi anodik dalam Persamaan (2.10). Elektron yang dihasilkan dikonsumsi oleh reaksi katodik, sesuai dengan pengurangan oksigen terlarut dalam Persamaan (2). Zn(OH)_2 dan produk korosi ZnO cenderung terbentuk pada permukaan logam, tanpa evolusi gas, menurut Persamaan (3) dan (4). Oleh karena itu, pelepasan gas tidak diharapkan sebagai akibat dari korosi seng, berbeda dengan gas hidrogen yang sangat bermasalah yang dilepaskan sebagai produk sampingan dari korosi magnesium (Zheng, 2015).

Perlu dicatat bahwa lingkungan fisiologis sangat agresif, terutama karena konsentrasi ion klorida yang tinggi. Ion-ion ini mendestabilisasi kesetimbangan antara pelarutan dan pembentukan lapisan produk korosi, mengingat bahwa ion klorida mampu mengubah permukaan menjadi garam klorida yang dapat larut sebagai berikut:



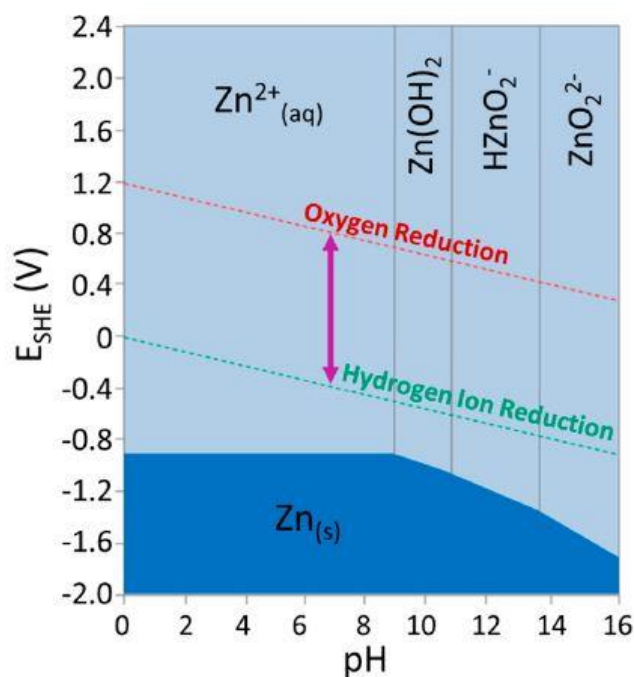
Pembubaran $\text{Zn}(\text{OH})_2$ dan ZnO komponen film permukaan menimbulkan korosi lebih lanjut dari logam yang terbuka. Siklus reaksi katodik dan anodik mengekspos substrat logam segar ke larutan fisiologis, membentuk produk korosi, dan mengubah produk menjadi garam yang larut. Dengan pemaparan progresif, partikel yang tidak beraturan dapat dipisahkan dari matriks seng dan memasuki medium sekitarnya

Menurut Bowen dkk, lapisan tipis oksida seng adalah satu-satunya produk yang diamati selama tahap awal (1,5 dan 3 bulan) pada permukaan kawat seng (kemurnian 99,99%) yang ditanamkan ke dalam aorta tikus. Namun, karena korosi berkembang menjadi 4,5 dan 6 bulan, lapisan korosi menebal dan mengandung tiga fase / lapisan yang berbeda: kalsium fosfat, seng oksida, dan seng karbonat. Lapisan kalsium fosfat muncul di permukaan luar tanpa membentuk produk massal yang sebenarnya. Oleh karena itu, lapisan kalsium fosfat tidak dianggap memainkan peran penting dalam biokorrosion seng. Lapisan korosi termasuk dua fase lainnya, seng oksida, dan seng karbonat, dengan ZnO muncul dalam formasi yang diisolasi satu sama lain oleh fase seng karbonat. Lapisan korosi kompleks ini menunjukkan bahwa produk-produk korosi seng dalam cairan tubuh mungkin mirip dengan yang dilaporkan untuk magnesium. Produk-produk degradasi keramik ini dapat terakumulasi sebagai fungsi dari transfer massa fisiologis jaringan lokal dan oleh karena itu dapat mempengaruhi penyembuhan dan remodeling jaringan

Faktor penting lain yang perlu dipertimbangkan dalam korosi seng adalah nilai pH larutan. Menurut diagram Pourbaix, ditunjukkan pada Gambar 2, seng hadir sebagai Zn^{2+} terhidrasi (aq), di atas seluruh rentang fisiologis nilai pH dan potensi pengurangan standar biologis (~ 820 mV hingga ~ 670 mV). Panah ungu pada Gambar 2 menunjukkan kisaran potensi standar penting biologis yang ditentukan pada pH 7,4 (Krezel dan Maret, 2016). Seperti yang dilaporkan oleh (Thomas, dkk 2012) dalam penelitian

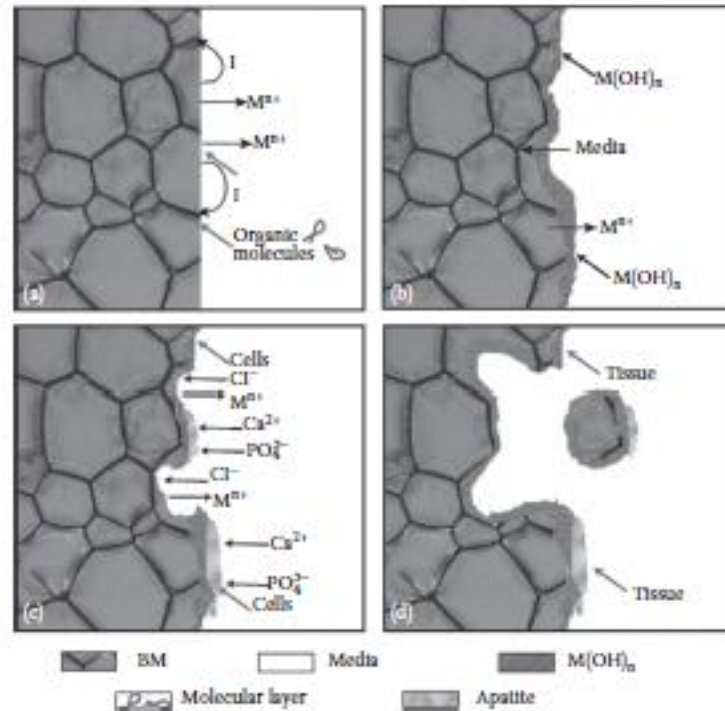


mereka terhadap korosi seng sebagai fungsi pH, dalam rentang pH 7 hingga 10, tingkat reaksi katodik yang diturunkan mengurangi tingkat korosi secara keseluruhan, dan oksida permukaan termodinamika yang diperkirakan terbentuk dalam rentang pH ini tidak membentuk suatu penghalang perlindungan korosi yang efektif. Oleh karena itu, logam seng di lingkungan fisiologis dengan pH 7,4 akan dibubarkan dari waktu ke waktu, seperti yang diperlukan untuk implan medis *biodegradable*.

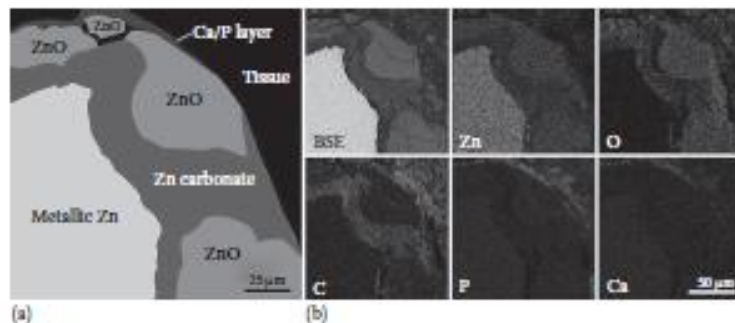


Gambar 2. 4 Diagram Pourbaix Zn

Perilaku korosi paduan Mg-Zn sangat bergantung pada kadar Zn dan distribusi fase MgZn. Potensial standar Zn adalah -0.762 V, yang secara signifikan lebih tinggi dibandingkan dengan Mg (-2.37 V). selain itu, Zn memiliki potensial hydrogen yang relatif tinggi (Fontana dan Stactile, 1970; Kubasek, dkk 2012), dan penambahan Zn ke paduan Mg dapat meningkatkan *potential hydrogen evolution* paduan Mg. dengan demikian, penambahan Zn dapat memperbaiki ketahanan korosi paduan Mg. di sisi lain, distribusi hasil presipitat MgZn menghasilkan korosi mikrogalvanik dan menyebabkan



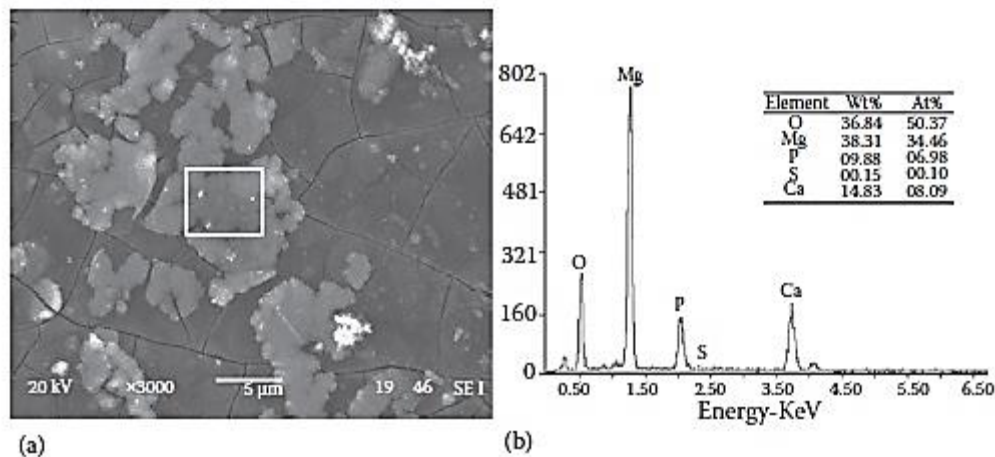
Gambar 2. 5 Skema Degradasi Mg dan Paduannya (Zheng, 2015)



Gambar 2. 6 Skema Degradasi Zn dan Paduannya (Zheng, 2015)

kenaikan laju korosi pada paduan. Peng, dkk (2012) menyatakan bahwa peningkatan kadar Zn mampu mengurangi ketahanan korosi untuk paduan biner Mg-Zn hasil dari proses pengecoran dan ekstrusi karena sel mikrogalvanik antara matriks Zn dan Mg. selanjutnya, produk korosi dari campuran biner Mg-Zn di permukaan terlalu longgar untuk mencegah korosi lebih lanjut (Peng, dkk 2012). Peng, dkk (2012) juga menyatakan bahwa tipe korosi paduan biner Mg-Zn berbeda dari material lain. Lubang korosi dapat

menyebar secara lateral dengan menutupi seluruh permukaan daripada tumbuh secara mendalam dan kemudian menimbulkan kerusakan butir (Peng, dkk 2012). Kubasek, dkk (2012) menyatakan hasil yang serupa. Karena rendahnya konsentrasi Zn, fase sekunder MgZn tidak terdeteksi pada paduan Mg-1.4Zn. dengan demikian, paduan Mg-1.4Zn hasil dari proses pengecoran menunjukkan tingkat korosi terendah sedangkan fase MgZn interdendritik pada paduan Mg-4Zn dan Mg-6Zn secara signifikan mempercepat laju korosi. Laju degradasi dari berbagai paduan Mg-Zn dengan media korosi yang berbeda ditunjukkan pada Tabel 2.2. morfologi permukaan korosi dari paduan biner Mg-6Zn ditunjukkan pada Gambar 2.5.



Gambar 2. 7 Morfologi dari Jenis Korosi Paduan Mg-Zn; (a) Mg-6Zn Hasil Ekstrusi setelah direndam selama 30 hari di dalam SBF (b) Komposisi dari produk korosi (Zhang, dkk., 2010).

2.3 PLLA

PLLA (Poly(L-Lactide)) adalah bagian isomer dari PLA (poly lactide) yang memiliki struktur hemikristalin dan juga memiliki struktur berkala (Xiao, dkk 2012). PLLA juga merupakan salah satu *biodegradable* polymer yang dapat digunakan untuk menyusun sel scaffold pada aplikasi *tissue engineering* karena PLLA memiliki biokompatibilitas yang sangat baik. PLLA dapat terdegradasi menjadi asam laktat dan terlepas dari tubuh dengan metabolisme normal (Yang, dkk 2001). PLLA memiliki sifat fisik dan sifat mekanik yang



Tabel 2. 2 Laju Degradasi Paduan Mg-Zn pada Media Korosif yang Berbeda

Sampel	Kondisi	SBF	NaCl	Icorr	Reff
Mg-2Zn	Cor	-	-	$(4.23 \pm 0.23) \times 10^{-1}$ mA/cm ²	Peng, dkk 2012
Mg-2Zn	Ekstrusi	-	-	$(5.33 \pm 0.11) \times 10^{-2}$ mA/cm ²	
Mg-1Zn	Cor	2.01 mm/y	-	23.4 μ A/cm ⁻²	Cai, dkk 2012
Mg-5Zn	Cor	1.26 mm/y	-	11.72 μ A/cm ⁻²	
Mg-7Zn	Cor	3.18 mm/y	-	51.79 μ A/cm ⁻²	
Mg-6Zn	Hasil Ekstrusi	0.16 mm/y	-	-	Zhang, dkk 2010
Mg-1Zn	Cor	-	1.27 mm/y	-	Kubasek
Mg-3Zn	Cor	-	2.51 mm/y	-	dan Vojtech 2013

lebih baik daripada polimer lain. Hal ini dapat dilihat pada Tabel 2.3. selain itu, PLLA juga memiliki sifat biokompatibilitas yang dapat ditunjukkan pada Tabel 2.4. PLLA pun telah diaplikasikan di dalam tubuh manusia sebagai implan, Tabel 2.5 menjelaskan tentang aplikasi PLLA menurut penelitian penelitian sebelumnya.

Jika dilihat dari Tabel 2.3 dan 2.4 tentang sifat fisik dan mekanik serta sifat biokompatibilitas dari PLLA, ditambah Tabel 2.5 tentang aplikasi PLLA di dalam tubuh manusia sebagai implan, maka pada penelitian ini digunakan PLLA sebagai rekayasa permukaan yang akan dilakukan dengan metode dip coating.



Tabel 2. 3 Sifat Fisik dan Mekanik PLLA

Sifat	PLLA
Kelarutan	Dapat larut dalam benzene, kloroform, acetonitrile, tetrahydrofuran, dan dioksan, tetapi tidak larut dalam etanol, methanol, dan senyawa alifatik hidrokarbon
Struktur Kristal	Hemikristalin
Temperature melting (°C)	~180
Temperatur glass transisi (°C)	55-60
Elongation (%)	20-30
Ultimate tensile strength (g/d)	5-6
Waktu peluruhan dalam larutan saline 37°C	4-6 bulan

Sumber: Xiao, dkk 2012

Tabel 2. 4 Sifat Biokompatibilitas PLLA

No	Material	Metode	Sifat	Referensi
1	Mg	Spin coating	Tidak terdapat adanya racun pada lokal jaringan	Hornberger, dkk 2012
2	Mg	Dip coating	Banyaknya sel Osteoblast yang Menempel pada permukaan PLLA	Hurtmacher, 2000
3	Mg	Spin coating dan dip coating	Cepatnya pertumbuhan jaringan di permukaan Mg pada pengujian in vivo	Xu dan Yamamoto, 2012
4	Mg	Spin dan dip coating	Meningkatkan adhesi, proliferasi, dan persebaran sel MC3T3-E1 pada permukaan PLLA	Li, dkk 2010



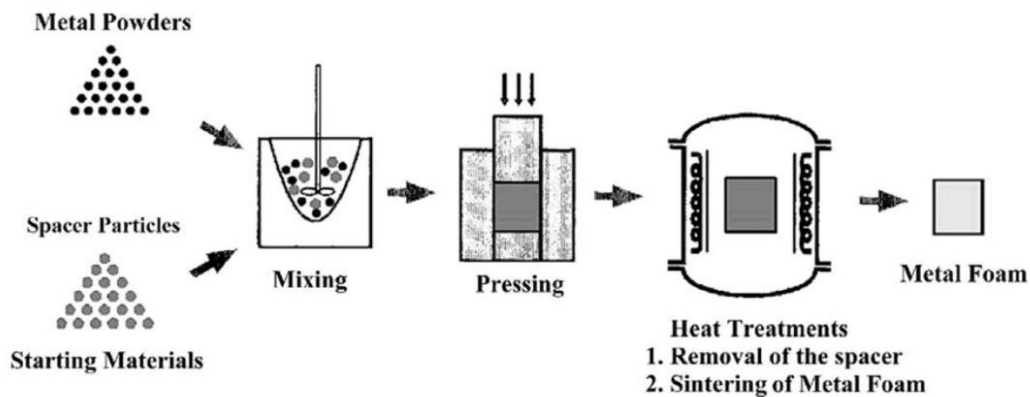
Tabel 2. 5 Aplikasi PLLA untuk Biomaterial

No	Aplikasi	Referensi
1	Bone screw	Nagarajan dan Reddy, 2009
2	Bone pin	Ella dkk, 2005
3	Scaffold untuk rekayasa jaringan	Tuomo dkk, 2004
4	Vascular stent	Nampoothiri dkk, 2010
5	Drug Delivery System	Zilberman dan Eberhart, 2006

2.4 Metode Space Holder

Metode space holder adalah metode yang bergantung pada partikel sementara yang ditambahkan ke dalam serbuk matriks metal, yaitu partikel space holder yang bertindak sebagai pembentuk rongga. Gambar 2.8 menjelaskan secara skematis mengenai langkah – langkah utama yang termasuk dalam metode space holder. Partikel space holder dicampur dan dipadatkan bersamaan dengan partikel serbuk matriks metal. Setelah itu, dilepaskan sebelum atau selama proses sintering, sehingga meninggalkan rongga-rongga baru di belakang matriks. Metode space holder juga dapat disebut *fugitive filler method* (Hong, dkk, 2008). Beberapa jenis material space holder telah digunakan, seperti karbamid ($\text{CO}(\text{NH}_2)_2$) (Niu, dkk, 2009), ammonium hidrogen karbonat (NH_4HCO_3) (Laptev, dkk, 2004), natrium klorida (NaCl) (Torres, dkk, 2012), pati (Mansourighasri, dkk, 2012), sakarosa (Jakubowicz, dkk, 2013), polimetilmetakrilat (PMMA) (Manonukul, dkk, 2010) , magnesium (Esen & Bor, 2007), baja (Kwok, dkk, 2008), dan paraformaldehida (Dabrowski, dkk, 2010).

Ada beberapa tahapan dalam metode space holder, diantaranya preparasi dan pemilihan serbuk, pencampuran, kompaksi, pelepasan space holder, dan sintering.



Gambar 2. 8 Ilustrasi skema metode space holder (Wen, dkk, 2001)

2.4.1 Preparasi dan Pemilihan Serbuk

Metode space holder diawali dengan pencampuran serbuk matriks metal dan partikel space holder. Penting untuk diketahui bahwa partikel serbuk matriks yang tepat harus dipilih dan disiapkan, sebelum sintesis dimulai. Hal ini dikarenakan sifat material berongga yang dihasilkan pada batas tertentu ditentukan oleh karakteristik serbuk matriks dan partikel space holder (Arifvianto dan Zhou, 2014).

Pada dasarnya, struktur porous berasal dari susunan partikel serbuk matriks logam yang membentuk kerangka material berporous. Titanium murni dan magnesium adalah salah satu material serbuk logam yang tela diproses sebagai material berporous (Wen, dkk, 2001). Karena sifat mekanik dan biologi dari material berporous dari logam murni ini seringkali tidak memuaskan, material berporous dibuat dari serbuk paduan, seperti Mg-Zn, Mg-Ca, Mg-Zn-Ca, dan Mg-Zn-Mn (Gupta dan Sharon, 2011).

Secara umum, ada dua teknik yang dapat digunakan untuk pembuatan serbuk paduan, yaitu teknik pra-paduan dan teknik unsur campuran. Pada teknik pra-praduan, penambahan satu atau lebih unsur ke logam dasar dilakukan sebelum paduan di atomisasi menjadi bentuk serbuk. Sebaliknya, teknik unsur campuran dilakukan dengan memadukan partikel serbuk elementer, misalnya dengan mesin planetary ball milling yang berjalan pada rasio *ball-powder* yang ditentukan untuk durasi tertentu. Selama proses pencampuran, partikel serbuk terdeformasi plastis dan proses paduan



berlangsung selama sintering setelah cold compaction (Arifvianto dan Zhou, 2014).

Sifat-sifat material berporous dipengaruhi oleh karakteristik morfologi partikel serbuk matriks logam. Guden, dkk mengatakan bahwa porositas dan ukuran pori yang dihasilkan dari serbuk angular yang dipadatkan lebih besar daripada serbuk spherical yang dipadatkan. Kekuatan tekan dan modulus elastis serbuk angular yang disintering lebih rendah dari serbuk spherical yang disintering. Dengan meningkatnya porositas, sifat mekanik dari material berpori akan menurun. Sifat mekanik yang lebih baik dari material berporous dari serbuk spherical dikaitkan dengan porositas yang lebih rendah, sebagai hasil dari kapasitas deformasi partikel bola yang lebih tinggi daripada partikel angular di bawah tekanan pemadatan yang sama. Penting untuk membedakan sifat mekanik dalam keadaan sinter dari keadaan green (setelah pemadatan). Menariknya, penggunaan partikel serbuk matriks angular menghasilkan green strength yang lebih tinggi (Tuncer, dkk, 2011), sedangkan green body yang dibuat dari partikel serbuk bulat yang dipadatkan cenderung runtuh, terutama saat pengangkatan partikel space holder, karena kurangnya interlocking mekanik antara partikel serbuk bulat pada saat kompaksi.

Kualitas dari material berpori yang disinter dan didensifikasi selama sintering bergantung pada ukuran partikel serbuk matriks. Bram, dkk menunjukkan kerangka material berpori memadat sempurna sebagai hasil dari sintering partikel serbuk yang memiliki ukuran lebih halus dari 16 μm . Tetapi, sintering partikel serbuk dengan ukuran yang lebih besar menghasilkan material berpori dengan rongga dan sintering necks.

2.4.1.1 Space Holder

Karena struktur pori dan sifat mekanik material berpori sangat ditentukan oleh partikel *space holding* yang digunakan pada metode *space holder*, sifat dan karakteristik geometris dari partikel *space holder* harus diperhatikan. Pemilihan partikel space holding harus berdasarkan kriteria berikut:



- a. biokompatibilitas dan non-toksisitas baik
- b. stabilitas kimianya baik
- c. kapatibilitas removalnya baik
- d. sifat mekaniknya baik

Oleh sebab itu, untuk mengurangi dampak negatif dari hasil porous karena kontaminasi oleh partikel *space holding* sisa, reaksi antara serbuk pengisi dan space holder atau binder harus terhindar. Partikel space holder yang stabil secara kimia lebih disukai. Setiap reaksi antara partikel space holder yang terdekomposisi dan kerangka material berporous dapat menurunkan sifat mekanik material berporous yang dihasilkan (Kim, dkk, 2013). Selain itu, reaksi antara partikel space holder dan binder yang digunakan dalam proses pembuatan juga harus dihindari, karena dapat mengubah bentuk dan ukuran partikel space holder dan geometri pori-pori makro yang dihasilkan dari material berporous. Selain itu, partikel space holder harus segera dilepaskan untuk mencegah kontaminasi oleh residu space holder. Pada akhirnya, kekuatan material space holder sangat penting karena berkaitan dengan adanya deformasi yang menyebabkan kerusakan selama proses pemadatan. Dengan mempertimbangkan kriteria ini, serbuk logam seperti magnesium dan baja yang sifat mekaniknya lebih baik daripada space holder organik, seperti karbamid dan natrium klorida, telah digunakan (Esen dan Bor, 2007). Tabel 2.4 menunjukkan beberapa contoh space holder dan pertimbangan dalam memilihannya sebagai material berpori untuk aplikasi bomedis.

Tabel 2. 6 Partikel Space Holder Dan Petimbangan Dalam Memilihannya Untuk Metallic Biomedical Scaffold

Space Holder	Alasan Pemilihan
Amonium hidrogen karbonat (NH_4HCO_3)	Temperatur dekomposisi rendah
Karbamid ($\text{CO}(\text{NH}_2)_2$)	Kelarutan dalam air sangat tinggi
Sakarosa	Larut dalam air, biokompatibilitas baik
Natrium Klorida (NaCl)	Larut dalam air, biokompatibilitas baik
Magnesium (Mg)	Mempunyai biokompatibilitas dan sifat mekanik yang baik
Baja	Mempunyai Sifat mekanik yang baik

Sumber: Arifvianto dan Zhou, 2014



Ukuran partikel space holder harus dipilih berdasarkan ukuran macro-pore yang diinginkan untuk membuat material berpori. Partikel spacer yang memiliki ukuran dalam kisaran 100-500 μm biasanya dipilih untuk menghasilkan material berpori dengan ukuran macro-pore 300-400 μm . Selain itu, ukuran partikel space holder yang sesuai dapat menghasilkan pembentukan pori-pori makro yang saling terkait (*interconnected*). Ukuran *macro-pore interconnected* meningkat, saat partikel space holder dengan ukuran lebih besar digunakan. Hal ini dapat dikaitkan dengan adanya *packing coordination* partikel space holder yang lebih besar, dibandingkan dengan partikel yang lebih kecil setelah kompaksi (Arifvianto, 2014).

Sebagai akibat dari penggunaan space holder dengan ukuran partikel yang lebih besar, material berpori akan memiliki ukuran macro-pore *interconnected* yang lebih besar dan luas permukaan material akan berkurang. Makropori dengan bentuk bulat akan terbentuk ketika partikel menggunakan space holder dengan ukuran yang lebih besar untuk ukuran partikel space holder yang relative sama, ketebalan dinding pun akan meningkat. Sedangkan ukuran partikel space holder yang lebih kecil mampu menghasilkan sifat mekanik yang lebih baik (Arifvianto dan Zhou, 2014).

Distribusi ukuran partikel space holder harus dikendalikan. Dalam kebanyakan kasus, distribusi ukuran partikel space holder yang kecil lebih diutamakan. Melalui pengayakan, distribusi ukuran partikel space holder bisa dipersempit sampai kisaran tertentu. Li, dkk menyatakan bahwa material berpori yang diproses dengan space holder tidak diayak akan memiliki kekuatan yang lebih rendah daripada material berpori yang diproses dengan space holder yang diayak (Li, dkk 2009).

2.4.2 Pencampuran (Mixing)

Dengan metode space holder, pencampuran serbuk matriks dan space holder dilakukan sebagai langkah awal dalam pembuatan material berpori. Porositas dan interkoneksi poros yang dihasilkan dapat ditentukan dengan mengatur fraksi volume partikel space holder. Hubungan



antara porositas P dan fraksi volume partikel space holder dinyatakan secara matematis dalam Persamaan (2.6)

$$P = \frac{V_{\text{pore}}}{V_{\text{sc}}} \approx \frac{V_{\text{sh}}}{V_{\text{scp}}} \quad (2.16)$$

$$P = \frac{(m_{\text{sh}}/\rho_{\text{sh}})}{(m_{\text{sh}}/\rho_{\text{sh}} + m_{\text{m}}/\rho_{\text{m}})} \quad (2.17)$$

Dimana V_{pore} dan V_{sc} adalah volume pori dan volume total scaffold; Sedangkan V_{sh} dan V_{scp} adalah volume partikel space holder dan volume total dari bentuk scaffold. Dengan menggunakan Persamaan (2.3), porositas scaffold dapat didefinisikan dari massa m dan densitas ρ serbuk matriks logam dan partikel space holder. Subskrip sh dan m dalam Persamaan (2.3) sesuai dengan space holder dan serbuk matriks (Arifvianto dan Zhou, 2014).

Dengan metode space holder, pori terbuka dan tertutup dapat dibentuk di dalam scaffold, tergantung pada fraksi volume partikel space holder yang ditambahkan ke campuran (Dabrowski, dkk, 2010). Pori terbuka terbentuk dari partikel space holder yang bersatu sebagai konsekuensi dari proses pemadatan, sementara pori-pori tertutup terbentuk dari partikel space holder yang terisolasi dalam campuran. Jumlah pori-pori terisolasi seperti itu meningkat karena kandungan space holder menurun (Wen, dkk, 2004). Bhattarai, dkk, mengamati pori-pori terbuka dengan saluran interkoneksi pada scaffold titanium pada tingkat porositas 70%. Interkoneksi pori-pori yang buruk dicapai pada scaffold lain pada tingkat porositas rendah. Sharma, dkk mengungkapkan bahwa transisi dari pori tertutup atau terisolasi ke pori-pori yang saling berhubungan terjadi ketika porositas total scaffold mencapai 55%.

Pentingnya proses pencampuran pada distribusi pori scaffold baru-baru ini ditekankan. Karena pori-pori makro terbentuk dari ruang yang ditempati oleh partikel space holder, distribusi partikel yang homogen dalam campuran ini akan menghasilkan distribusi makro-pori homogen dalam scaffold. Selanjutnya, seperti yang telah dibahas sebelumnya, sifat



mekanik scaffold dipengaruhi oleh homogenitas pori. Li, dkk menunjukkan kekuatan tekan yang lebih rendah dari NiTi porous yang diproses dengan space holder yang tidak diayak dibandingkan dengan yang diayak. Selain itu, sulit untuk mendapatkan korelasi linier antara kekuatan dan porositas scaffold yang diproses dengan space holder non-sieved (Li, dkk, 2009). Dengan menggunakan metode elemen hingga (FEM), Niu, dkk mengkonfirmasi temuan ini; Hubungan antara modulus elastis dan distribusi pori pada scaffold dengan distribusi pori acak tidak dapat diprediksi, berbeda dengan scaffold dengan distribusi pori dalam susunan reguler.

Distribusi pori-pori makro yang tidak homogen dalam scaffold, serta distribusi partikel space holder yang tidak homogen dalam bentuk scaffold, seringkali dikaitkan dengan pemisahan serbuk yang terjadi selama proses pencampuran. Pemisahan, atau pemisahan komponen serbuk campuran, terjadi karena perbedaan ukuran dan kerapatan antara komponen serbuk. Dua mode pemisahan bubuk telah dikenali, yaitu, daya apung dan perkolasi (Jain, dkk, 2005). Dalam mode apung, segregasi serbuk terjadi sebagai hasil perbedaan densitas serbuk; Partikel yang lebih berat tenggelam ke tingkat yang lebih rendah dari campuran, sementara yang lebih ringan naik. Segmentasi serbuk dengan mode perkolasi terjadi karena perbedaan ukuran partikel dan distribusi ukuran; Partikel yang lebih kecil cenderung jatuh melalui celah-celah partikel yang lebih besar dan menempel di bawah wadah pencampuran (Tang dan Puri, 2004).

Pemisahan yang terjadi selama pencampuran serbuk matriks logam dan partikel space holder dapat diminimalkan dengan menggunakan pengikat. Dengan pengikat ditambahkan ke campuran, bahan butiran terbentuk, terdiri dari partikel space holder yang dilapisi partikel partikel logam yang lebih kecil. Bahan butiran tersebut kemudian bisa dipadatkan untuk membentuk green body.

Sampai sekarang, sejumlah pengikat telah digunakan untuk pembuatan scaffold logam, seperti polivinil alkohol (PVA), polietilen glikol (PEG), polymethyl metacrylate (PMMA), parafin dan etanol. Pengikat



multi komponen yang terdiri dari high-density poly-ethylene (HDPE), lilin parafin, polietilena glikol dan asam stearat juga telah digunakan dalam pembuatan scaffold melalui cetakan injeksi serbuk (Chen, dkk, 2009). Selain itu, pengikat telah digunakan untuk meningkatkan green density of scaffold preform.

2.4.3 Kompaksi

Pemadatan dilakukan setelah pencampuran untuk mencapai green strength tertentu yang dapat menjaga campuran serbuk matriks logam dan partikel space holder utuh selama tahap selanjutnya dari scaffold, yaitu, pemindahan dan penyisipan ruang. Selama pemadatan, bahan granular yang diperoleh dari pencampuran dipadatkan, membentuk green body scaffold atau scaffold preforms. Sebelum pemadatan, partikel serbuk longgar atau bahan butiran tidak memiliki kekuatan ikatan, kecuali untuk area kecil kontak antar partikel. Saat pemadatan dimulai, partikel serbuk atau bahan granular mengatur ulang dirinya sendiri, mengisi kekosongan dan meningkatkan koordinasi pengepakan. Saat tekanan pemadatan meningkat, jumlah titik kontak dan area kontak bahan granular meningkat, menyebabkan densifikasi dan pembentukan green body komposit yang terbuat dari serbuk matriks logam dan partikel space holder (Arifvianto, 2014). Pemadatan serbuk meningkatkan sinterabilitas serbuk logam. Ikatan metalurgi yang efektif antara partikel serbuk metalik dapat dicapai, hanya jika tidak ada lapisan oksida pada permukaan partikel serbuk (Banhart, 2001). Selama pemadatan, lapisan oksida permukaan dapat terganggu, memungkinkan kontak langsung partikel serbuk padat. Gangguan lapisan oksida oleh pemadatan terjadi karena shear strain yang besar, konsentrasi tegangan, goresan dan penusukan yang terjadi saat serbuk metalik dan partikel space holder saling menempel satu sama lain di bawah tekanan pemadatan yang diberikan (Hao, dkk, 2008). Scaffold preforms disiapkan dengan pemadatan serbuk sering dievaluasi dalam bentuk ρ_g green density, seperti yang diungkapkan secara matematis dalam Persamaan (2.7)



$$\rho_g = m_g / V_g \quad (2.18)$$

Dimana m_g dan V_g adalah massa dan volume scaffold preform. Green density dari scaffold preform meningkat dengan meningkatnya tekanan pemadatan yang diterapkan pada kompaksi. Namun, kehadiran partikel space holder yang kurang terpadatkan daripada partikel serbuk matriks logam menghasilkan peningkatan yang tidak signifikan pada green density scaffold (Arifvianto dan Zhou, 2014).

Beberapa teknik eksperimental telah digunakan untuk menentukan tekanan pemadatan optimum untuk fabrikasi scaffold dengan metode space holder, seperti (i) inspeksi visual; (ii) uji microhardness; (iii) uji kompresi dan (iv) evaluasi susut. (Mondal, dkk, 2013) memperkenalkan aturan campuran seperti yang dinyatakan dalam Persamaan (2.8) untuk memperkirakan tekanan optimum σ untuk pemadatan dies secara uniaksial dari serbuk titanium dan partikel space holder NaCl.

$$\sigma = x \sigma_{sh} + (1 - x) \sigma_m \quad (2.19)$$

Dimana σ_{sh} dan σ_m adalah kekuatan dari bahan space holder dan matriks logam, masing-masing dan x adalah fraksi volume space holder dalam campuran. Dalam menerapkan persamaan ini, tekanan yang diterapkan diasumsikan dibagi secara proporsional sesuai dengan fraksi volume serbuk matriks logam dan partikel space holder. Dalam prakteknya, tekanan pemadatan yang diterapkan pada bahan granular harus lebih tinggi dari nilai ini untuk mengatasi gaya gesekan antar partikel dan gesekan antara partikel dan dinding dies (Arifvianto dan Zhou, 2014).

2.4.4 Pelepasan Space Holder

Makro-pori-pori pada scaffold logam disiapkan dengan metode space holder yang terbentuk, setelah pengangkatan partikel space holder. Dengan kata lain, proses pemindahan menentukan geometri pori-pori makro, serta integritas struktural dan kemurnian scaffold. Pembuangan partikel space



holder yang lengkap diperlukan untuk mendapatkan porositas scaffold yang diperlukan dan untuk mencegah scaffold dari kontaminasi oleh partikel space holder residu (Dizlek, dkk, 2009). Telah dilaporkan bahwa porositas scaffold yang dihasilkan sering ditemukan menyimpang dari nilai yang dirancang karena residu space holder yang terperangkap dalam scaffold preforms dan runtuhnya partikel matriks selama pengangkatan partikel space holder. Selain itu, integritas struktural yang rendah dari scaffold preforms setelah pemindahan space holder juga menyebabkan distorsi geometri makro-pori dan kesulitan dalam menangani scaffold preform sebelum sintering (Laptev, dkk, 2004). Semua masalah ini menunjukkan pentingnya langkah fabrikasi ini untuk kualitas scaffold akhir. Saat ini, dua teknik untuk pembuangan space holder yang umum digunakan, yaitu, (i) perlakuan panas dan (ii) pencucian dalam cairan.

Pelepasan space holder dengan cara perlakuan panas dilakukan, berdasarkan dekomposisi termal dan penguapan material space holder. Tabel 2.5 menunjukkan sejumlah space holder bersama dan temperatur penguraian dan pengangkatannya.

Seperti yang ditunjukkan pada Tabel 2.5, pelepasan space holder dilakukan pada temperatur yang lebih tinggi daripada temperatur dekomposisi space holder. Pada temperatur removal, space holder menguap dan lepas dari scaffold bersamaan dengan pelepasan gas yang meninggalkan furnace (Li, dkk, 2009).

Tabel 2. 7 Temperatur Dekomposisi dan Removal dari Space Holder

Material Space Holder	Temperatur Dekomposisi (°C)	Temperatur Removal (°C)
Amonium hidrogen karbonat (NH_4HCO_3)	60	150-175
Karbamid ($\text{CO}(\text{NH}_2)_2$)	133	>600
Pati Tapioka	-	450

Sumber: Arifvianto dan Zhou, 2014

Pelepasan partikel space holder dari scaffold preforms dengan pelindian cair dilakukan, berdasarkan pelarutan bahan space holder pada



cairan tertentu. Dalam metode ini, scaffold preforms direndam dalam cairan untuk memungkinkan pembubaran dan pencucian partikel space holder dari compacts. Teknik ini sering disukai, karena dampak lingkungannya yang rendah, dibandingkan dengan perlakuan panas yang dibahas di atas (Bakan, 2006). Air telah dipilih sebagai media pelindian untuk banyak space holder, seperti karbamid, natrium klorida, sakarosa, dan corn starch dextrin. Namun, media pelindian lainnya seperti NaOH, asam hidroklorida, asam asetat dan etanol juga telah digunakan, terutama untuk penghilangan space holder yang tidak dapat larut dalam air, seperti magnesium dan baja tahan karat. Tabel 2.6 menunjukkan beberapa contoh space holder dan pelarut untuk pencucian.

Tabel 2. 8 Space Holder dan Pelarut untuk Water Leaching

Material Space Holder	Pelarut
Karbamid	Air, NaOH
NaCl	Air
Corn Starch Dextrin	Air
Sakarosa	Air
Magnesium	HCl
Baja Tahan Karat	Asam asetat

Sumber: Arifvianto dan Zhou, 2014

Pada prinsipnya, pencucian partikel space holder dari scaffold mirip dengan proses disolusi pelarut untuk bagian logam injection molding. Pembubaran dan difusi adalah mekanisme utama yang mengatur proses pencucian. Setelah scaffold preforms direndam dalam partikel pelarut, partikel yang menahan di permukaan segera larut, membentuk bukaan dan pori-pori yang saling berhubungan yang memungkinkan cairan menembus ke dalam bagian dalam scaffold preforms. Proses pemindahan ini kemudian diatur oleh pelepasan partikel space holder secara simultan di bagian dalam scaffold preforms dan oleh difusi produk pelarut melalui interkoneksi makro-pori (Amigo, dkk, 2011).

Di sisi lain, waktu pelindian singkat dapat menyebabkan pelepasan space holder yang tidak lengkap dan akibatnya kontaminasi terhadap



scaffold preforms. Bahan space holder\ yang sangat mudah larut dalam media pelindian merupakan pilihan yang lebih disukai untuk memastikan proses pelepasan yang cepat dan pengangkatan partikel space holder yang lengkap. Selain itu, media pelindian harus dipilih secara tepat. Pelarut dengan konsentrasi HCl rendah, misalnya, dapat menyebabkan retakan pada plafon titanium porous yang dihasilkan berpori, sementara konsentrasi HCl yang berlebihan dapat secara kimia merusak scaffold preforms (Kim, dkk, 2013).

2.4.5 Sintering

Sintering dilakukan pada temperatur tinggi dimana ikatan antara partikel matriks logam pada scaffold preforms terjadi. Partikel matriks membangun kerangka struktur scaffold. Melalui sintering, struktur akhir scaffold logam bisa tercapai. Pada awalnya, ikatan antar partikel dan leher terbentuk pada titik kontak partikel serbuk. Atom partikel bubuk termal diaktifkan, menyebabkan difusi massa dan pertumbuhan leher pada titik kontak antar partikel. Sebagai hasil sintering, void pada interstices partikel serbuk dibulatkan, seiring dengan densifikasi dan pertumbuhan butiran yang terjadi secara bersamaan. Menjelang akhir sintering, densifikasi serbuk terus terjadi namun pada tingkat yang lebih lambat dari tahap awal proses densifikasi (Arifvianto dan Zhou, 2014).

Densifikasi serbuk matriks selama sintering menyebabkan peningkatan microhardness pada dinding sel scaffold (Dezfuli, dkk, 2012). Sebagai konsekuensinya, sifat mekanik dari scaffold ditingkatkan. Sintering yang tidak lengkap, akibat difusi yang tidak mencukupi di area kontak antar-partikel, menyebabkan pembentukan pori-pori mikro (Li, dkk, 2005). Pori-pori mikro tidak diinginkan untuk sifat mekanik scaffold, karena mengurangi luas penampang melintang beban dinding sel dan akibatnya kekuatan tekan scaffold akan menurun (Niu, dkk, 2009; Li, dkk, 2005). Namun, beberapa peneliti berpendapat bahwa kehadiran mikro pori dengan ukuran berkisar antara 5 sampai 20 μm dapat meningkatkan porositas total dan osteoinductvity scaffold (Esen dan Bor, 2007).



Mikro-porositas scaffold sinter dapat dikontrol dengan menyesuaikan parameter yang diterapkan pada proses sintering, seperti (i) temperature (Dizlek, dkk, 2009), (ii) waktu (Li, dkk, 2005) dan (iii) tekanan (Oh, dkk, 2002). Oh dkk melaporkan bahwa porositas scaffold titanium disinter menurun saat temperatur sintering meningkat dari 900 menjadi 1300 ° C. Demikian pula, porositas Ti-6Al-4V yang dibuat dari serbuk menurun secara linear dengan meningkatnya temperatur sintering (Esen dan Bor, 2007). Temuan ini sesuai dengan peningkatan jumlah kontak antar partikel dan peningkatan pertumbuhan leher sintering yang akhirnya menyebabkan densifikasi dan pengurangan ukuran mikro-pori seiring kenaikan temperatur sintering (Dizlek, dkk, 2009). Temperatur sintering yang terlalu tinggi bagaimanapun tidak disukai, karena dapat menyebabkan penguapan elemen paduan tertentu dalam serbuk matriks dan menyebabkan pelelehan parsial yang berlebihan (Arifvianto dan Zhou, 2014). Densifikasi serbuk matriks logam pada scaffold juga terjadi dengan bertambahnya waktu sintering. Untuk menunjukkan peningkatan densifikasi bubuk matriks dengan waktu sintering berkepanjangan, Li dkk. Dan Sharma dkk. menunjukkan peningkatan yang signifikan pada kekerasan mikro pada dinding sel scaffold dan pengurangan ukuran pori, seiring waktu sintering diperpanjang. Porositas scaffold juga menurun, karena peningkatan kontak antar partikel, jika tekanan diterapkan pada scaffold preforms selama proses sintering (sintering dengan tekanan) (Oh, dkk, 2002).

Makro-pori-pori di scaffold disinter terbentuk dari ruang yang ditempati oleh partikel space holder yang dibuang. Dengan menggunakan metode space holder, porositas scaffold meningkat sampai tingkat tertentu yang dikendalikan oleh fraksi volume space holder yang ditambahkan ke serbuk matriks logam (Hao, dkk, 2008). Seperti telah dibahas sebelumnya, kehadiran pori-pori mikro menyebabkan penyimpangan dalam porositas scaffold sinter dari nilai yang dirancang. Dengan metode space holder, pori-pori mikro hampir tidak bisa dihindari. Namun, jumlah pori-pori mikro dapat dikurangi dengan meningkatkan kandungan space holder. Dengan



kandungan space holder yang lebih besar, ketebalan kerangka scaffold atau dinding sel menurun (Mondal, dkk, 2013), sehingga membatasi kemungkinan pembentukan mikro-pori dalam material.

Selain kontrol temperatur sintering dan waktu, penyusutan scaffold dapat dikendalikan melalui pemadatan sebelum sintering dan penambahan sejumlah space holder tertentu. Green density yang lebih tinggi yang dihasilkan oleh pemadatan mengurangi penyusutan sintered scaffolds. Karena partikel space holder mengurangi green density, penyusutan meningkat seiring dengan meningkatnya kandungan space holder (Laptev, dkk, 2004). Partikel space holder berfungsi sebagai jembatan antara partikel matriks, yang menghalangi transmisi tekanan efektif ke partikel matriks selama pemadatan.

Kontaminasi karena sintering sangat penting, karena berpotensi memburuknya sifat scaffold logam. Kontaminasi scaffold selama sintering dapat diinduksi oleh (i) space holder sisa dalam scaffold; (ii) kontaminan di tungku sintering dan (iii) paparan udara atmosfer selama sintering. Reaksi antara partikel space holder sisa dan kerangka matriks scaffold selama sintering, menyebabkan peningkatan kotoran yang tidak dapat diterima pada scaffold (Jakubowicz, dkk, 2013). Kotoran di cerobong sinter juga meningkat karena kontaminan residu di tungku sinter yang dapat bereaksi dengan kerangka scaffold selama sintering.

Mengingat pentingnya parameter sintering, terutama temperatur sintering, untuk bentuk akhir dan kinerja scaffold logam, upaya telah dilakukan oleh beberapa peneliti untuk menentukan temperatur sintering yang sesuai untuk pembuatan scaffold. Beberapa teknik telah digunakan untuk mengevaluasi temperatur sintering optimum untuk pembuatan scaffold dengan metode space holder, yaitu (i) pengujian kompresi; (ii) pengamatan pertumbuhan leher antar partikel dan (iii) analisis mikrostruktur. Dalam pengujian kompresi, tekanan tekan puncak dari scaffold yang disinter pada berbagai temperatur dapat digunakan sebagai dasar untuk evaluasi. Hao dkk (Hao, dkk, 2008) menunjukkan bahwa



temperatur sintering optimum untuk magnesium foam ditemukan dalam kisaran 610-630 ° C. magnesium foam dengan tegangan tekan puncak yang relatif tinggi dapat dibuat, jika sinter terjadi pada kisaran temperatur ini. Namun, magnesium foam menunjukkan kekuatan tekan yang rendah karena ikatan antar partikel yang buruk, akibat sintering pada temperatur di bawah nilai kritis ini.

Di sisi lain, sintering pada temperatur yang lebih tinggi dapat mendistorsi ukuran pori dan bentuk pori karena pelelehan parsial. Esen dan Bor memperkenalkan teknik dengan mengamati pertumbuhan leher pada sintered scaffolds untuk menentukan temperatur sintering optimum. Dalam penelitian ini, ukuran leher rata-rata atau diameter ikatan terbentuk selama sintering (X), relatif terhadap diameter rata-rata partikel sebelumnya (D) ditentukan dan hasilnya dapat diproduksi. Penentuan temperatur sintering optimum berdasarkan pengamatan mikrostruktur diperkenalkan oleh Seyedraoufi dan Mirdamadi, 2013. Dalam studi mereka, scaffold Mg-Zn disinter pada temperatur 500, 550, 565 dan 580 ° C. Analisis mikroskopik optik kemudian dilakukan untuk memeriksa ukuran butir. Dengan metode ini, ditemukan bahwa temperatur sintering optimum untuk perancah Mg-Zn adalah 550 ° C. Temperatur sintering yang lebih tinggi menghasilkan pertumbuhan butiran, yang akan menyebabkan degradasi scaffold pada sifat mekanik (Seyedraoufi dan Mirdamadi, 2013).

2.5 Dip Coating

Proses sol-gel kimia basah membuka jalan untuk fleksibilitas dan kemudahan teknik deposisi lapisan cair untuk berbagai material pelapis anorganik dan hidrida. Deposisi lapisan cair secara umum melibatkan aplikasi lapisan precursor cair pada substrat yang kemudian diubah menjadi bahan pelapis yang diinginkan dalam tahap pasca perlakuan berikutnya. Di antara metode deposisi yang tersedia, pelapisan celup (dip coating) adalah yang paling banyak digunakan untuk aplikasi industri dan terutama laboratorium yang pada dasarnya didirikan pada proses yang sederhana, biaya rendah, dan kualitas



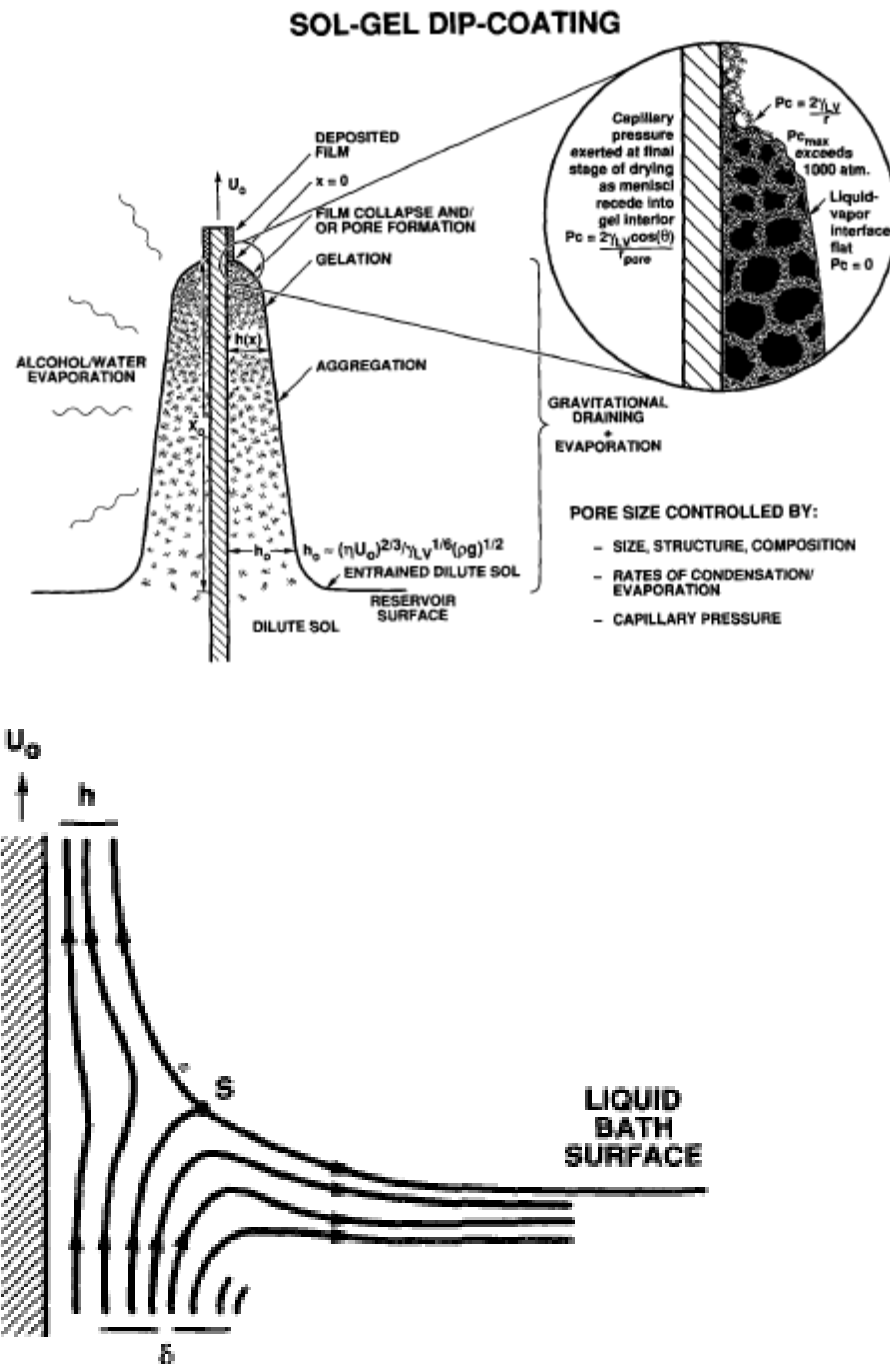
pelapisan yang tinggi. namun demikian, metode lain seperti spin coating, spray coating atau lapisan meniscus bersifat praktis sebagai weil untuk beberapa aplikasi lain. Penggunaan dip coating sering dilakukan untuk aplikasi produksi cermin otomotif. Selanjutnya dip coating juga digunakan untuk lapisan lapisan optik seperti kaca mata antirefleksi dan kontrol surya dilapisi menggunakan teknik ini. Dip coating yang dibuat pada permukaan paduan Mg biomedis tidak hanya berkinerja efisien, yaitu dengan perlindungan korosi dan biokompatibilitas yang baik seperti pada jenis pelapis lainnya, tetapi juga membawa fungsi baru, seperti *drug delivery system*, yang membuatnya menjadi alternatif yang baik untuk modifikasi permukaan dari campuran paduan Mg yang dapat terdegradasi. Sampai saat ini, beberapa polimer atau komposit telah berhasil dibuat pada paduan Mg untuk aplikasi biomedis, termasuk poli (eter imida) (PEI) (da Conceicao, dkk 2011; Kim, dkk 2013), vanadate (Ma, dkk 2012), chitosan (Gu, dkk 2009), dan poli (asam laktat) (PLA, PLLA) (Xu dan Yamamoto 2012; Abdal-hay et al. 2014), poli (asam laktat-ko-glikolat).

Pada proses dip coating, biasanya di bagi menjadi beberapa langkah. Perendaman (*immersion*), dimana substrat ini direndam dalam larutan bahan lapisan pada kecepatan konstan. Kemudian *Start-up*, dimana substrat telah berada di dalam larutan untuk sementara waktu dan mulai ditarik ke atas. Kecepatan menentukan ketebalan lapisan (penarikan lebih cepat memberikan bahan pelapis yang lebih tebal). Pengeringan, dimana kelebihan cairan akan mengalir dari permukaan. Penguapan (*evaporation*), dimana pelarut yang menguap dari cair, membentuk lapisan tipis. Pada proses *dip coating* ini, kecepatan alat sangat berpengaruh pada tiap langkah yang dilalui. Untuk itu, perlu diperhatikan dalam pengontrolan kecepatan gerak alat agar hasil pelapisan bahan semikonduktor mencapai hasil yang sesuai dengan kebutuhan.

Pada *dip coating*, substrat biasanya ditarik secara vertical dari *coating bath* pada kecepatan konstan U_0 yang terlihat pada Gambar. Liquid bergerak memasuki substrat membentuk viscous boundary layer yang terpisah menjadi dua pada permukaan substrat (titik S gambar), kembali ke lapisan luar. Karena



pelarut menguap dan mengering, lapisan entrained mengakuisisi perkiraan bentuk irisan yang membatasi dan menentukan garis pengeringan ($X=0$ pada gambar). Di atas titik stagnasi S, ketika fluks yang bergerak ke atas seimbang karena penguapan, posisi lapisan dan bentuk profil lapisan tetap stabil sehubungan dengan permukaan lapisan bath. Di dalam lapisan tipis, unsur anorganik secara progresif dipekatkan dengan penguapan, yang mengarah ke agregasi, gelasi, dan pengeringan akhir untuk membentuk jenis dry gel atau xerogel (Brinker, dkk 1991).

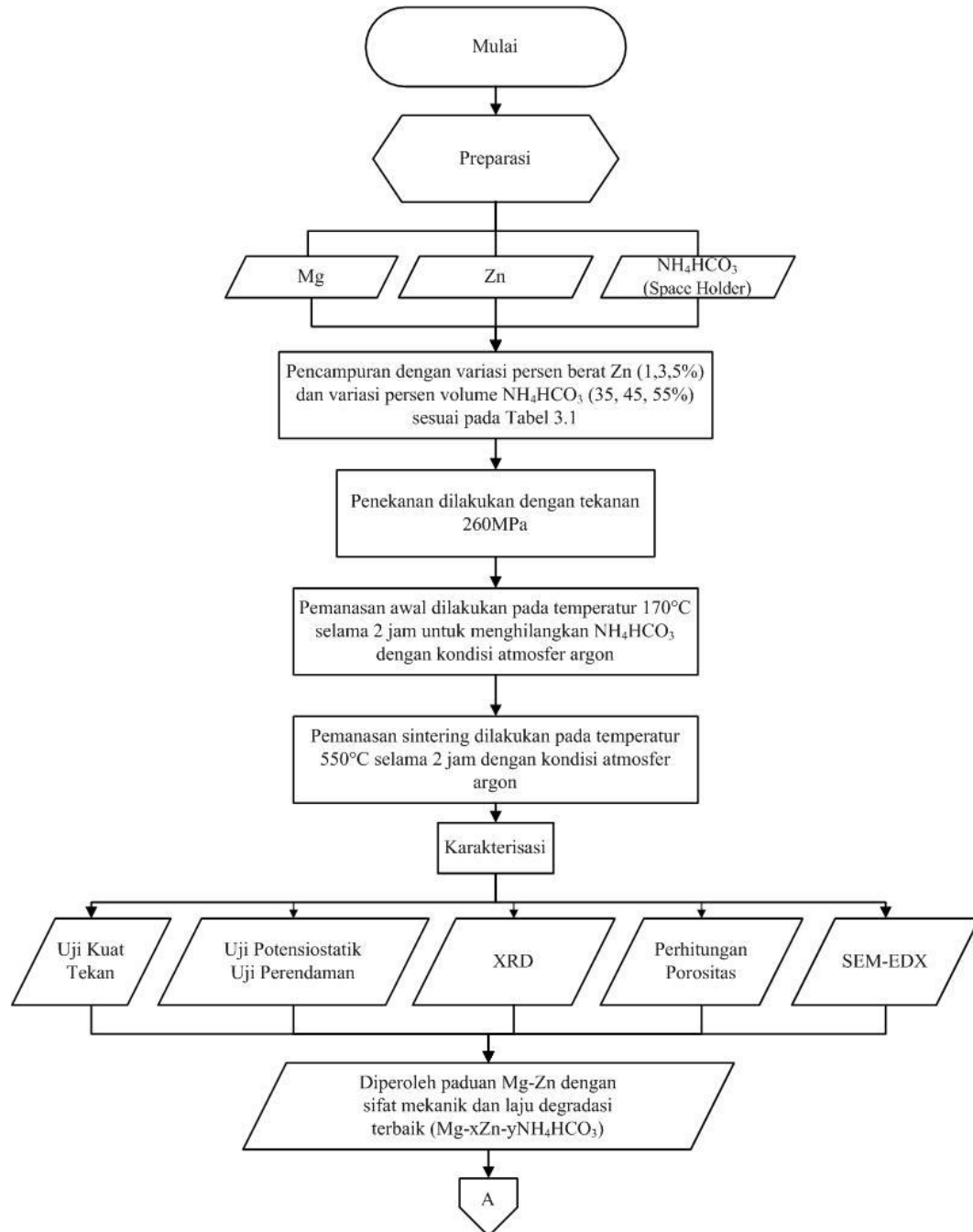


Gambar 2. 9 Skema Dip Coating (Brinker, dkk 1991)

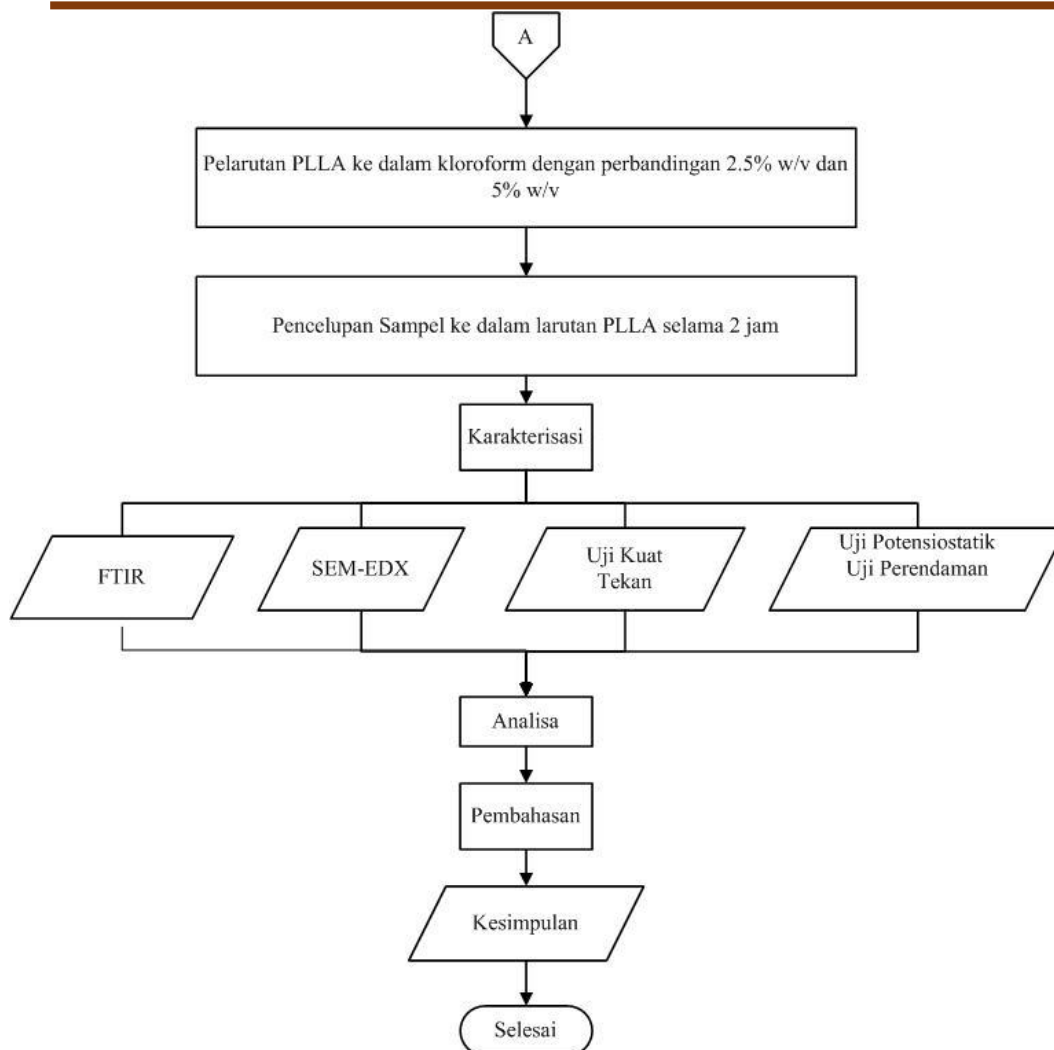
BAB 3

METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir



Gambar 3. 1 Diagram Alir Pembuatan Paduan MgZn Berporous



Gambar 3. 2 Diagram Alir Dip Coating Paduan MgZn Berporous

3.2 Prosedur Penelitian

3.2.1 Pembuatan Substrat Mg-Zn

Pembuatan substrat Mg-Zn berpori dilakukan dengan metode metalurgi serbuk menggunakan space holder. serbuk Mg yang digunakan dibeli dari Merck dengan spesifikasi: kemurnian $\geq 99\%$ dan ukuran partikel 60-300 μm . sama seperti serbuk Mg, serbuk Zn juga dibeli dari Merck dengan spesifikasi: kemurnian $\geq 95\%$ dan ukuran partikel $< 45 \mu\text{m}$. Serbuk Zn ditambahkan dengan berbagai variasi komposisi yaitu 1, 3, dan 5% berat. Serbuk Mg dan Zn diambil dengan menggunakan spatula, dan diletakkan ke dalam cawan petri untuk diukur



massanya menggunakan neraca analitik. Space holder yang digunakan adalah NH_4HCO_3 dibeli dari SAP dengan kemurnian 99.5%. Sebelum dilakukan pencampuran serbuk, NH_4HCO_3 dihancurkan menggunakan mortar dan diayak menggunakan vibrating screener untuk mendapatkan ukuran serbuk 112-280 μm . serbuk NH_4HCO_3 yang telah diayak, ditambahkan ke dalam campuran serbuk Mg dan Zn dengan berbagai variasi komposisi yaitu 35, 45, dan 55% volume. Campuran serbuk Mg, Zn, dan NH_4HCO_3 dicampur menggunakan mortar selama 30 menit. Campuran serbuk yang telah dimortar, dimasukkan ke dalam dies dengan diameter 1 cm, kemudian ditekan menggunakan mesin kompaksi untuk mendapatkan green body. Setelah itu, green body dimasukkan ke dalam crucible untuk dipanaskan di dalam tubular furnace pada temperature 170°C selama 2jam untuk menghilangkan partikel NH_4HCO_3 agar porous pada paduan MgZn bisa terbentuk dan dipanaskan pada temperature 550°C 2jam untuk proses sintering green body paduan MgZn berporous di bawah kondisi gas argon. Hasil sintering kemudian dianalisa menggunakan XRD, SEM-EDX, uji kuat tekan, uji potensiostat, dan uji perendaman. Untuk uji perendaman dilakukan di dalam larutan SBF (Simulated Body Fluid) yang terbuat dari: 8.035 g/L NaCl, 0.355 g/L NaHCO_3 , 0.225 g/L KCl, 0.231 g/L $\text{K}_2\text{HPO}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$, 0.311 g/L $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$, 39 mL 1.0 mol/L HCl, 0.292 g/L CaCl_2 , 0.072 g/L Na_2SO_4 , 6.118 g/L Tris, 0–5 mL 1.0 mol/L HCl (Kokubo dan Takadama, 2006). Setelah dilakukan analisa menggunakan XRD, SEM-EDX, uji kuat tekan, uji perendaman, dan uji potensiostat, sampel paduan MgZn berporous dipilih berdasarkan sifat mekanik dan laju degradasi berdasarkan porositas dari paduan yang memiliki nilai optimum, untuk dilanjutkan ke proses rekayasa permukaan menggunakan metode dip coating PLLA.

3.2.2 Proses Dip Coating menggunakan PLLA

Sampel Mg-Zn yang telah dianalisa, dipilih sampel yang memenuhi kriteria material berporous yang sesuai dengan tulang manusia. Sampel yang terpilih kemudian dilapisi dengan menggunakan metode dip coating, dengan



PLLA (LMW) yang dibeli dari Sigma Aldrich sebagai material coating. PLLA (LMW) yang akan dilapisi dilarutkan dalam kloroform dengan w/v 2.5% dan 5%. Sampel tanpa coating, Mg/ 2.5% PLLA, dan Mg/ 5% PLLA dianalisa menggunakan SEM, FTIR, uji kuat tekan, uji perendaman, uji potensiostat.

3.3 Pengujian

3.3.1 Analisa Morfologi

Analisa morfologi dilakukan dengan menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM FEI INSPECT 550) dan perhitungan porositas yang mengacu pada standar ASTM C20 tentang *Standard Test Methods for Apparent Porosity, Water Absorption, Apparent Specific Gravity, and Bulk Density of Burned Refractory Brick and Shapes by Boiling Water*. Analisa morfologi ini dilakukan untuk mengetahui morfologi permukaan sampel Mg-Zn hasil proses metalurgi serbuk dan sampel Mg-Zn yang sudah diberi perlakuan permukaan. selain itu analisa morfologi dilakukan untuk mengetahui apakah porositas yang terbentuk apakah terdapat porous yang interconnected atau tidak. Sedangkan, analisa porositas dilakukan dengan perhitungan porositas. Perhitungan porositas dilakukan untuk mengetahui persentase porositas dari paduan MgZn berporous dari hasil sintering.

3.3.2 Analisa Komposisi Kimia

Analisa komposisi kimia dilakukan dengan EDX dan XRD pada sampel Mg-Zn hasil proses metalurgi serbuk. EDX dilakukan untuk mengetahui persebaran unsur paduan, dan XRD dilakukan untuk mengetahui fasa yang terbentuk dalam sampel Mg-Zn. sampel dipindai dengan scan range 10-90° dan scan rate 4°/menit. Karena unsur paduan yang ditambahkan pada paduan Mg biasanya dalam jumlah kecil, dengan scan rate 4°/menit, beberapa fasa pada jumlah kecil dapat dideteksi, yang dapat diabaikan di bawah scan rate 8°/menit. serta menggunakan FTIR untuk mengetahui gugus fungsi yang ada pada sampel Mg-Zn hasil metalurgi serbuk dengan perlakuan permukaan.



3.3.3 Analisa Sifat Mekanik

Analisa sifat mekanik dilakukan dengan pengujian tekan. Pengujian tekan yang dilakukan disiapkan dengan standar ASTM B 925 tentang Production and Preparation of Powder Metallurgy (P/M) Test Specimen, dan di uji berdasarkan ASTM E9. Pengujian tekan (*compressive test*) dilakukan di laboratorium Beton dan Bahan Bangunan jurusan Teknik Sipil FTSP-ITS menggunakan instrumen model UH-500kNI no.121054800037 buatan SHIMADZU Corporation, Jepang. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kekuatan tekan (*compressive strength*) dari sampel *biodegradable material* Mg-Zn hasil metalurgi serbuk dan Mg-Zn hasil metalurgi serbuk dengan perlakuan permukaan. sampel yang digunakan berbentuk silinder dengan diameter 2 cm dan tinggi 4cm. Untuk selanjutnya dilakukan analisis dan perbandingan dengan kekuatan tekan *cortical bone* manusia. Sehingga didapatkan data kuantitatif nilai kekuatan tekan dari *biodegradable material* Mg-Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*.

3.3.4 Analisa Laju Degradasi

Analisa laju degradasi dilakukan dengan menggunakan metode perhitungan potensiostatik dan uji perendaman. Perhitungan potensiostatik dan uji perendaman yang dilakukan mengacu pada standar ISO 10993 Part 15: *Identification and Quantification of Degradation Products from Metals and Alloys*. Media korosi yang dipakai pada pengujian potensiostatik ini adalah larutan SBF pada temperatur 37°C. Perhitungan potensiostat dilakukan untuk menentukan kualitatif dan kuantitatif produk degradasi yang dapat dilarutkan dalam elektrolit. Sampel uji diletakkan pada potensial elektroda konstan selama pengujian berlangsung. Potensial yang digunakan untuk menentukan produk degradasi adalah potensial breakdown (E_p) +50mV dengan durasi polarisasi 1 sampai 5 jam. Immersion test dilakukan pada temperatur 37°C selama 7 hari. Metode immersion test yang digunakan adalah analisa weight loss. Analisa weight loss ini dilakukan untuk mengetahui laju korosi. Hal ini berdasarkan



perhitungan perubahan berat dari sampel sebelum direndam dan setelah direndam yang dihitung menggunakan persamaan:

$$PD/T = \sqrt[3]{\frac{r_1 \times 365}{\rho}} \quad (3.1)$$

3.4 Rancangan Penelitian

3.4.1 Sintesis Substrat Mg-Zn

Tabel 3. 1 Rancangan Penelitian Sintesis Substrat Mg-Zn dengan Space Holder NH_4HCO_3

No	Kode Sampel	Mg (wt %)	Zn (wt %)	$\text{NH}_4\text{HC O}_3$ (% V)	SEM-EDX	X R D	Uji Kuat Tekan	Uji Pote nsio stat	Uji Renda m
1	Mg1Zn3 5SH	99	1	35	√	√	√	√	√
2	Mg1Zn4 5SH			45	√	√	√	√	√
3	Mg1Zn5 5SH			55	√	√	√	√	√
4	Mg3Zn3 5SH	97	3	35	√	√	√	√	√
5	Mg3Zn4 5SH			45	√	√	√	√	√
6	Mg3Zn5 5SH			55	√	√	√	√	√
7	Mg5Zn3 5SH	95	5	35	√	√	√	√	√
8	Mg5Zn4 5SH			45	√	√	√	√	√
9	Mg5Zn5 5SH			55	√	√	√	√	√



3.4.2 Proses *Dip Coating* PLLA (Sampel Dengan Komposisi Paduan yang Memiliki Properties Terbaik)

Tabel 3. 2 Rancangan Penelitian Proses Pelapisan Substrat Mg-Zn-Ca dengan Polimer PLLA

Spesimen	PLLA LMW	SEM	FTIR	Uji Kuat Tekan	Uji Rendam	Uji Potensiostat
Mg-xZn-y% NH ₄ HCO ₃	0 %					
	2.5%	√	√	√	√	√
	5%	√	√	√	√	√



Halaman Sengaja Dikosongkan

BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

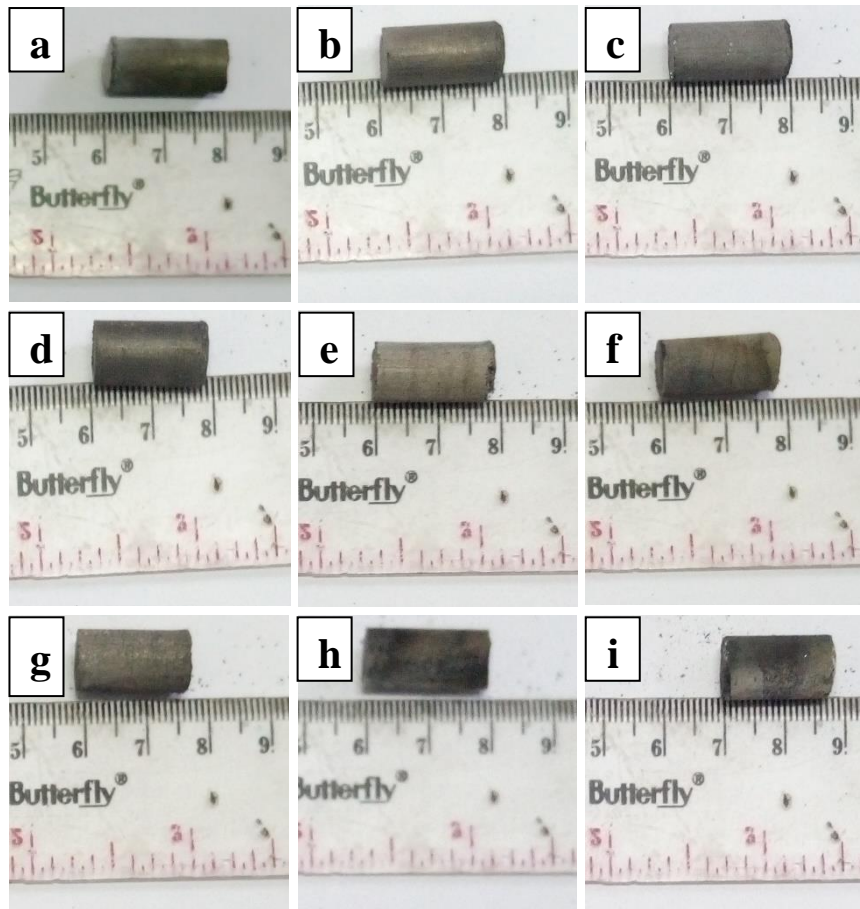
4.1 Pembuatan Substrat Mg-Zn

Proses metalurgi serbuk dengan menggunakan space holder NH_4HCO_3 pada paduan MgZn berporous telah berhasil dilakukan, dan terbentuk paduan MgZn dengan struktur makropori interkoneksi terbuka dan mikropori terisolasi kecil. Penggunaan space holder, diketahui dapat menghasilkan berbagai tingkat porositas dan geometri porous yang dapat dikontrol dalam paduan MgZn (Arifvianto dan Zhou, 2014). Pada penelitian ini, variasi yang digunakan pada paduan MgZn berporous adalah persen berat Zn dan juga variasi persen volume space holder NH_4HCO_3 . Hasil dari paduan berporous dengan metalurgi serbuk menggunakan space holder NH_4HCO_3 ditunjukkan pada Gambar 4.1.

4.1.1 Analisa Komposisi Kimia

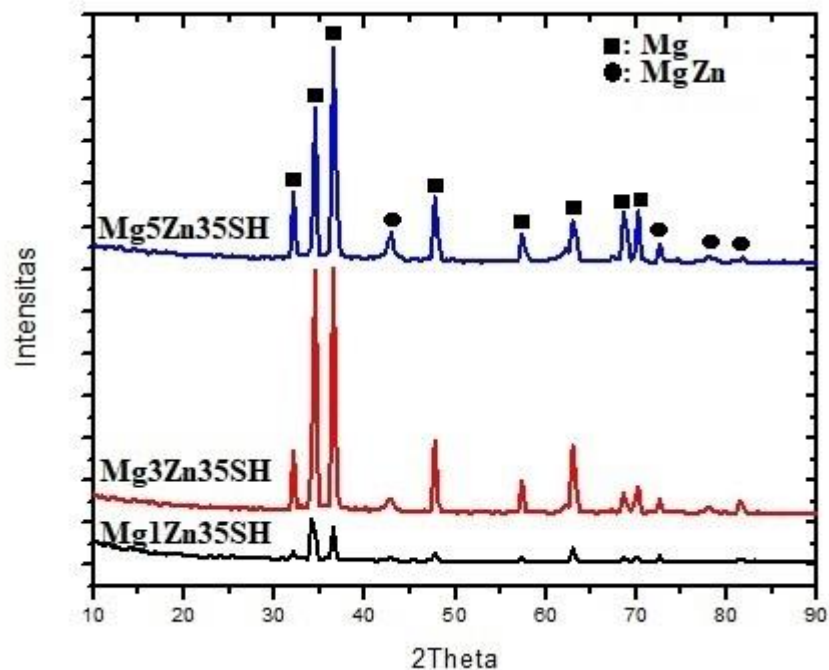
Berdasarkan hasil karakterisasi fasa dan senyawa dengan XRD menunjukkan bahwa pada paduan MgZn berporous secara umum terdapat 2 fasa utama, yaitu α -Mg dengan system Kristal heksagonal (h-Mg), space group P63/mmc sesuai dengan data ICDD 03-065-3365 dan MgZn dengan system Kristal kubik (c-MgZn), space group Pm-3 dengan data ICDD 03-065-1853. Pada subbab ini akan dibahas mengenai pengaruh penambahan Zn dan NH_4HCO_3 sebagai space holder pada paduan MgZn berporous.

Gambar 4.2 menunjukkan hasil proses metalurgi serbuk pada paduan MgZn berporous dengan variasi penambahan NH_4HCO_3 sebagai space holder sebanyak 35% volume. Pada penambahan 1 wt% Zn diperoleh karakteristik XRD dengan fasa dominan yaitu α -Mg dan MgZn pada sudut tertinggi 2θ 34.1699, 36.4505, dan 62.9261° untuk α -Mg dan 72.2157 dan 81.3615° pada fasa MgZn. Beberapa puncak difraksi lain juga terbentuk yang merupakan puncak difraksi dari α -Mg, namun tidak memiliki nilai intensitas yang tinggi.



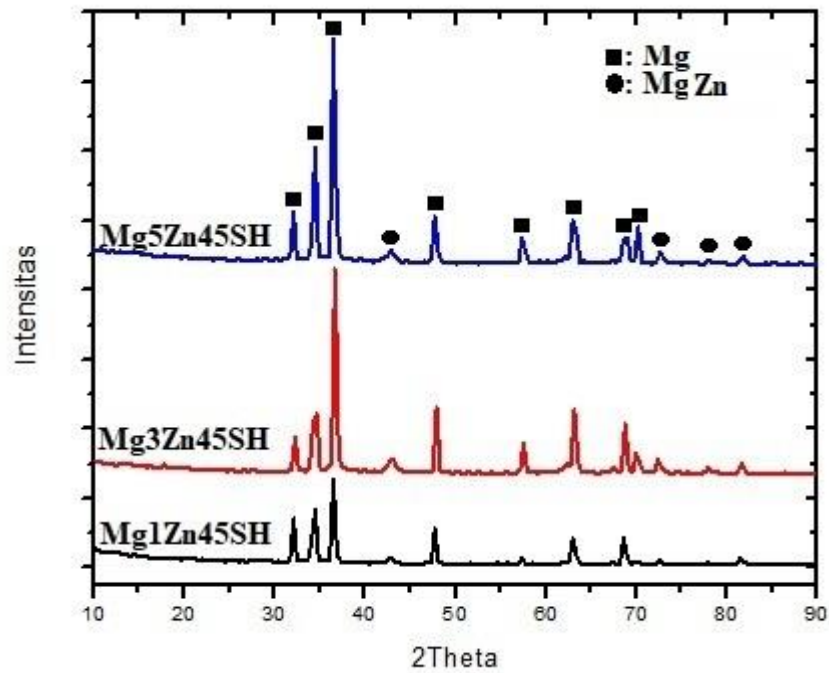
Gambar 4. 1 Hasil Proses Metalurgi Serbuk Paduan MgZn Berporous (a) Mg1Zn35SH, (b) Mg1Zn45SH, (c) Mg1Zn55SH, (d) Mg3Zn35SH, (e) Mg3Zn45SH, (f) Mg3Zn55SH, (g) Mg5Zn35SH, (h) Mg5Zn45SH, dan (i) Mg5Zn55SH.

Fasa α -Mg memiliki system heksagonal dengan bidang (0 0 2), sedangkan fasa MgZn memiliki system kubik. Pada penambahan 3 wt% Zn menunjukkan mulai munculnya peak MgZn pada sudut 2θ 43.0772° , dan pada 2θ 72 dan 81° bergeser ke kanan senilai 72.7154, dan 81.8795° . Sedangkan pada fasa α -Mg sudut 2θ bergeser ke kanan senilai 34,4244, 36.6723 dan 62.9491° . Pergeseran sudut peak α -Mg dan MgZn pada penambahan 5 wt%Zn menjadi semakin besar. hal ini terlihat bahwa sudut yang terbentuk pada fasa α -Mg dan MgZn, masing masing menjadi 34.4662, 36.7281, dan 63.0244° untuk fasa α -Mg dan 42.9637, 72.6308, dan 81.5988° .

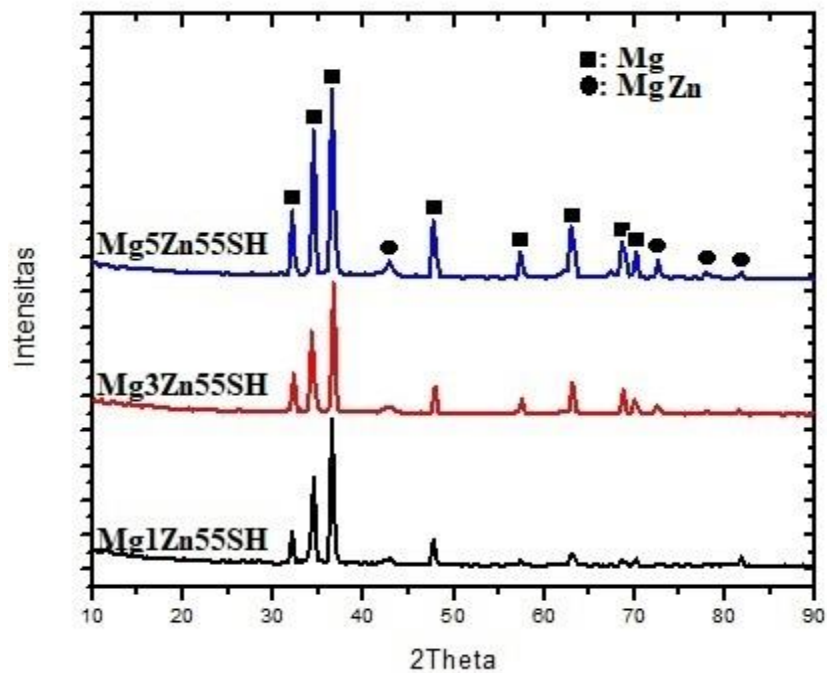


Gambar 4. 2 Hasil XRD Paduan MgZn Berporous dengan Variasi Zn pada 35% Space Holder

Gambar 4.3 menunjukkan hasil XRD proses metalurgi serbuk pada paduan MgZn berporous dengan variasi Zn dan penambahan NH_4HCO_3 sebagai space holder sebanyak 45%. Hasil XRD pada 1 wt% Zn menunjukkan terbentuknya fasa dominan yaitu α -Mg dan MgZn pada sudut 2θ 34.4244, 36.6723, dan 62.9491° untuk α -Mg serta 72.7154 dan 81.8795°. Fasa α -Mg memiliki system heksagonal dengan bidang (0 0 2), sedangkan fasa MgZn memiliki system kubik. Pada 3 wt% Zn menunjukkan terbentuknya dua fasa yaitu α -Mg dan MgZn sama seperti pada variasi penambahan space holder sebanyak 35%. Namun pada puncak difraksi α -Mg (0 0 2) memiliki nilai 2θ yang semakin besar yaitu 34.4085, 36.5683, dan 62.9616° dan sedangkan fasa MgZn teridentifikasi memiliki system Kristal kubik dengan bidang (4 0 0) pada sudut 2θ 42.7655, 72.3076, dan 81.5831°. Pada penambahan 5 wt% Zn nilai 2θ yang dihasilkan semakin lebih besar, yaitu 34.4247, 36.6097, dan 62.9513° untuk α -Mg serta 42.8097, 72.751, dan 81.8899° untuk fasa MgZn.



Gambar 4. 3 Hasil XRD Paduan MgZn Berporous dengan Variasi Zn pada 45% Space Holder



Gambar 4. 4 Hasil XRD Paduan MgZn Berporous dengan Variasi Zn pada 55% Space Holder

Gambar 4.4 menunjukkan hasil XRD proses metalurgi serbuk pada paduan MgZn berporous dengan variasi Zn dan penambahan NH_4HCO_3



sebagai space holder sebanyak 55% terbentuk dua fasa dengan puncak difraksi tertinggi yaitu α -Mg dengan system Kristal heksagonal dengan bidang Kristal (0 0 2) dan fasa MgZn dengan system kristal kubik dengan bidang kristal (4 0 0). Sama seperti hasil XRD pada penambahan NH_4HCO_3 sebagai space holder sebanyak 35 dan 45 wt%, dimana pada penambahan 1 wt% Zn terbentuk fasa α -Mg pada sudut 34.4662° , 36.7281° , dan 63.0224° serta fasa MgZn pada sudut 42.9637° , 72.6308° , dan 81.5988° . sedangkan untuk penambahan 3 dan 5 wt% fasa α -Mg dan MgZn yang terbentuk memiliki sudut 2θ yang semakin bertambah. Pada 3 wt% Zn fasa α -Mg terletak pada sudut 34.3113° , 36.5146° , dan 62.9771° untuk fasa α -Mg dan fasa MgZn pada sudut 43.0772° , 72.3236° , dan 81.4609° . sedangkan pada penambahan 5 wt% Zn sudut sudut yang terbentuk pada fasa α -Mg dan MgZn menjadi lebih besar, yaitu 34.3768° , 36.5873° , dan 62.9513° untuk fasa α -Mg dan pada fasa MgZn sudut yang terbentuk adalah 42.8442° , 72.7178° , dan 81.4777° .

Secara umum dengan adanya penambahan persen berat Zn pada paduan MgZn berporous berdampak pada bergesernya posisi sudut 2θ ke nilai yang lebih besar. Hal ini bisa dilihat pada Gambar 4.2, 4.3, dan 4.4, dimana puncak difraksi α -Mg (0 0 2) pada sudut 2θ sekitar 36° semakin bergeser ke kanan. Hal ini menandakan adanya perubahan susunan atom di Kristal α -Mg. sesuai dengan hukum Bragg ($n\lambda = 2d\sin\theta$), semakin tinggi nilai sudut difraksi maka nilai interplanar spacing (d) akan menjadi semakin kecil sehingga jarak antar atom menjadi semakin dekat. Hal ini mengindikasikan adanya atom Zn pada Kristal Mg yang tersubstitusi oleh atom Mg seiring dengan penambahan kadar Zn pada paduan MgZn berporous. Substitusi atom Zn dengan atom Mg yang memiliki jari jari atom yang lebih kecil (Mg = 160 pm, Zn = 134 pm) mengakibatkan penyusutan nilai jarak antar atom. Sehingga puncak difraksi Mg (0 0 2) mengalami pergeseran ke sudut 2θ yang lebih besar.

Penambahan Zn berpengaruh terhadap hasil XRD paduan MgZn berporous. Semakin tinggi nilai wt% yang ditambahkan pada komposisi paduan MgZn berporous berdampak pada puncak difraksi. Dimana nilai intensitas fasa MgZn (4 0 0) mengalami peningkatan seiring dengan



penambahan persen atom Zn pada paduan MgZn berporous. Peningkatan nilai intensitas dan pergeseran nilai 2θ ini menunjukkan adanya proses rekristalisasi pada fasa MgZn yang didukung dengan peningkatan ukuran Kristal pada masing masing parameter penambahan Zn.

Hasil XRD serupa juga dihasilkan pada penelitian Cai, dkk pada tahun 2012 dimana pada penambahan Zn menunjukkan paduan MgZn dengan fasa utama α -Mg dan fasa MgZn dengan intensitas yang rendah pada paduan Mg5Zn. Munculnya dua fasa ini disebabkan oleh batas kelarutan Zn pada Mg primer (Mg) sehingga atom-atom Zn akan membentuk senyawa MgZn.

Pada penelitian yang dilakukan oleh Song, dkk pada tahun 2012 menunjukkan hasil XRD yang berbeda. Dimana pada persen atom Zn pada paduan MgZn sebesar 1 wt% memiliki fasa tunggal Mg berbentuk heksagonal (Song, dkk 2012). Namun, pada penambahan kadar Zn hingga mencapai 3 wt% Menghasilkan kombinasi dua fasa yaitu Mg dan MgZn dengan struktur Kristal heksagonal dan Kubik.

Variasi penambahan persen volume NH_4HCO_3 tidak memberikan pengaruh pada perubahan fasa paduan MgZn berporous yang dihasilkan, terlihat bahwa fasa yang terbentuk tidak mengalami perubahan seiring dengan penambahan persen volume space holder. Penambahan persen volume space holder diketahui menghasilkan fasa yang sama yaitu kombinasi antara fasa Mg dengan struktur Kristal heksagonal dan fasa MgZn dengan struktur Kristal kubik. Hal ini sama dengan penelitian yang dilakukan oleh Capek dan Vojtech pada tahun 2014 dengan menambahkan variasi NH_4HCO_3 ke dalam paduan MgZn tidak akan mengubah fasa yang terbentuk pada paduan MgZn.

4.1.2 Analisa Porositas

Analisa porositas pada paduan MgZn berporous dilakukan dengan menggunakan perhitungan *apparent porosity* yang mengacu pada standar ASTM C20 tentang *Standard Test Methods for Apparent Porosity, Water Absorption, Apparent Specific Gravity, and Bulk Density of Burned*



Refractory Brick and Shapes by Boiling Water. Perhitungan porositas atau %P dilakukan dengan menimbang sampel yang sudah dikeringkan pada temperatur 105°C selama 2jam, berat sampel ini disebut D atau sampel kering. Sampel yang telah dikeringkan, dimasukkan ke dalam air. Sampel dan air dipanaskan pada temperatur 105°C selama 2jam. Setelah dipanaskan, air didiamkan selama 12 jam. Setelah 12 jam sampel ditimbang tanpa dikeringkan, berat sampel ini disebut S atau berat suspended. Dan setelah itu, sampel diletakkan diatas kain linen, dan kemudian ditimbang kembali, berat sampel ini disebut W atau berat jenuh. Persamaan yang digunakan untuk menghitung persentase porositas adalah sebagai berikut:

$$P, \% = \frac{W-D}{S-W} \times 100\% \quad (4.1)$$

Nilai persen porositas paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Tabel 4.2 terlihat bahwa paduan MgZn berporous yang memiliki nilai porositas tertinggi adalah Mg5Zn dengan penambahan 55% volume NH_4HCO_3 yang berfungsi sebagai space holder yaitu $69.92 \pm 0.14\%$. Sedangkan untuk nilai porositas terendah adalah Mg1Zn dengan penambahan 35% volume NH_4HCO_3 yaitu $36.5 \pm 0.14\%$. untuk mengetahui pengaruh penambahan persen berat Zn dan persen volume space holder dapat dilihat pada Gambar 4.9.

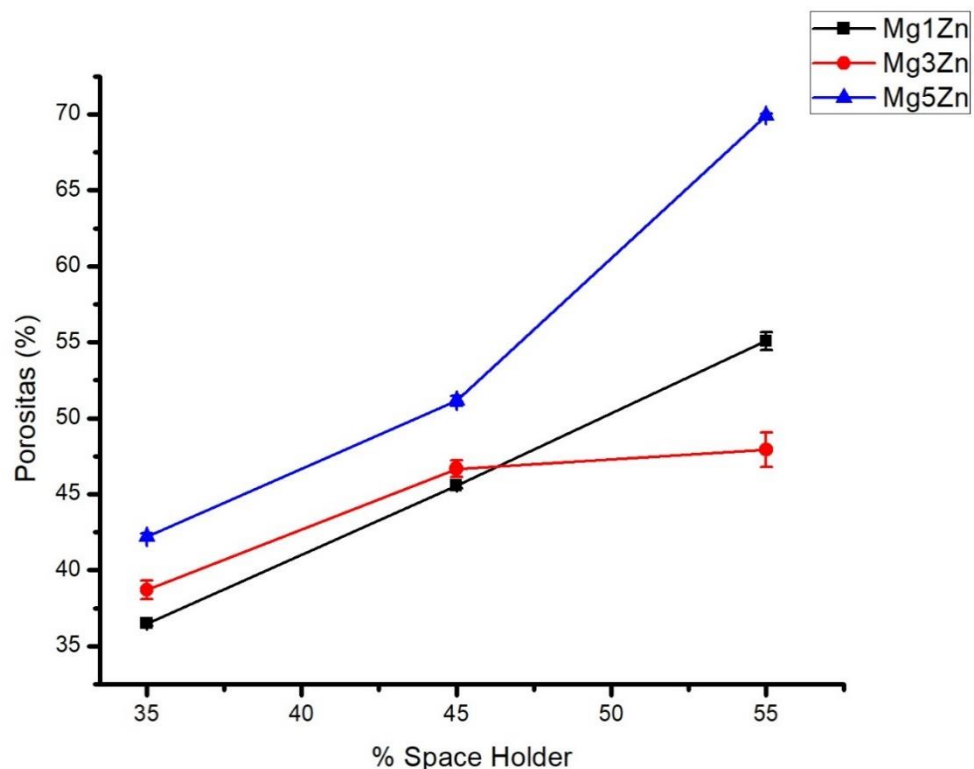
Tabel 4. 1 Hasil Perhitungan Porositas Paduan MgZn Berporous

No	Kode Sampel	Wt% Zn	% Volume NH_4HCO_3	% Porositas
1	Mg1Zn35SH	1	35	36.5 ± 0.14
2	Mg1Zn45SH		45	45.57 ± 0.19
3	Mg1Zn55SH		55	55.08 ± 0.59
4	Mg3Zn35SH	3	35	38.72 ± 0.62
5	Mg3Zn45SH		45	46.68 ± 0.54
6	Mg3Zn55SH		55	47.92 ± 1.14
7	Mg5Zn35SH	5	35	42.21 ± 0.2
8	Mg5Zn45SH		45	51.83 ± 0.33
9	Mg5Zn55SH		55	69.92 ± 0.14

Gambar 4.9 menunjukkan hasil perhitungan porositas paduan MgZn berporous. Pada Mg1Zn dengan variasi penambahan persen volume



NH_4HCO_3 sebagai space holder sebanyak 35, 45, dan 55% memiliki nilai porositas 36.5 ± 0.14 , $45.57 \pm 0.19\%$, dan $55.08 \pm 0.59\%$. untuk paduan Mg3Zn dengan variasi penambahan persen volume NH_4HCO_3 sebagai space holder sebanyak 35, 45, dan 55% memiliki nilai porositas 38.72 ± 0.62 , 46.68 ± 0.54 , dan $47.92 \pm 1.14\%$. Sedangkan untuk paduan Mg5Zn dengan variasi penambahan persen volume NH_4HCO_3 sebagai space holder yang sama dengan paduan Mg1Zn dan Mg3Zn adalah 42.21 ± 0.2 , 51.83 ± 0.33 , dan $69.92 \pm 0.14\%$. Dapat dilihat pada penambahan persen volume space holder yang sama, bahwa semakin bertambah persen berat Zn maka semakin besar nilai persentase porositasnya. Hal ini disebabkan karena pada temperatur sintering 550°C Zn larut di dalam Mg, sehingga tempat yang sebelumnya diisi oleh serbuk Zn akan kosong, dan timbul porous yang terbentuk pada paduan MgZn berporous.



Gambar 4. 5 Grafik Hasil Perhitungan Porositas Pada Paduan MgZn berporous

Sedangkan untuk penambahan NH_4HCO_3 yang berfungsi sebagai



space holder, terlihat bahwa semakin bertambah persen volume NH_4HCO_3 yang ditambahkan, maka semakin besar persentase porositas yang terbentuk pada paduan MgZn berporous, dan nilai persen porositas yang dihasilkan lebih besar daripada jumlah serbuk NH_4HCO_3 yang ditambahkan. Hal ini disebabkan oleh proses kompaksi dan perluasan gas (NH_3 , H_2O , dan CO_2) yang dihasilkan dalam dekomposisi NH_4HCO_3 dapat berkontribusi terhadap peningkatan porositas (Capek dan Vojtech 2013). Menurut Pal dalam bukunya yang berjudul *Design of Artificial Human Joints and Organs* pada tahun 2014, nilai porositas yang diijinkan untuk Cancellous Bone (tulang spons) adalah 30-70%, maka kesembilan sampel diatas memenuhi kriteria porositas implant untuk aplikasi ortopedi pada cancellous bone.

4.1.3 Analisa Morfologi

Analisa morfologi dilakukan menggunakan Scanning Electron Microscope (SEM) dengan perbesaran $500\times$ dilakukan untuk karakterisasi morfologi paduan MgZn berporous yang dihasilkan melalui proses metarlurgi serbuk. Hasil uji SEM meliputi tampak atas (permukaan) pada paduan MgZn berporous.

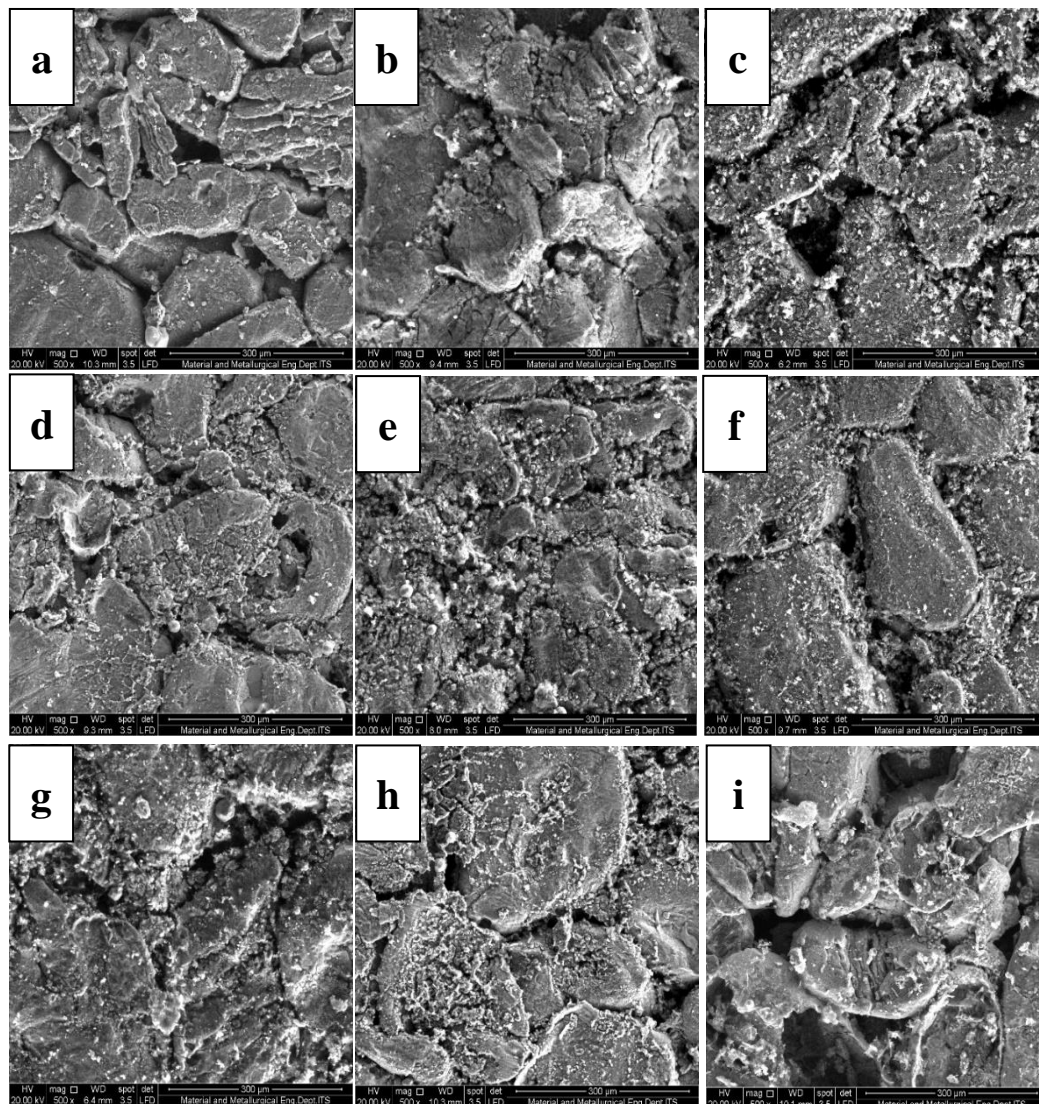
Secara umum paduan MgZn berporous yang dihasilkan melalui metode metalurgi serbuk memiliki dua jenis morfologi pori yang dapat dibedakan, yaitu makropori interkoneksi terbuka dan mikropori terisolasi kecil. Beberapa mikropori dibentuk sebagai hasil penyusutan volume serbuk Mg dn Zn selama proses sintering. Hasil analisa morfologi paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.5.

Pada Gambar 4.5 terlihat bahwa semakin banyak kadar persen berat Zn yang ditambahkan maka semakin banyak partikel Zn yang menempel pada Mg. selain itu penambahan Zn juga berpengaruh pada porositas yang dihasilkan oleh paduan MgZn berporous. Dapat dilihat pada variasi penambahan persen berat Zn (1, 3, dan 5 wt% Zn) untuk 35% volume NH_4HCO_3 yang ditunjukkan oleh Gambar 4.5a, 4.5d, 4.5g, porositas yang dihasilkan semakin bertambah dan terlihat adanya mikropori-



mikropori yang terdapat pada paduan MgZn berporous sebagai hasil dari larutnya Zn kedalam Mg. hal ini serupa dengan variasi penambahan persen berat Zn untuk 45 (4.5b, 4.5e, dan 4.5h) dan 55% volume (4.5c, 4.5f, dan 4.5i) yang memiliki mikropori lebih banyak dengan penambahan Zn yang lebih besar.

Disamping itu, penambahan space holder dalam hal ini NH_4HCO_3 juga berpengaruh pada porositas yang dihasilkan. Semakin banyak serbuk NH_4HCO_3 yang ditambahkan maka semakin besar persen porositas paduan MgZn berporous. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.5a, 4.5b, dan 4.5c untuk 1 wt% Zn dengan variasi space holder yang beragam (35, 45, dan 55%) terlihat bahwa semakin banyak NH_4HCO_3 yang ditambahkan maka semakin mudah untuk membentuk makropori interkoneksi terbuka. Jumlah makropori interkoneksi terbuka juga semakin besar jika space holder yang ditambahkan semakin banyak. Begitu juga dengan penambahan 3 (4.5d, 4.5e, dan 4.5f) dan 5 wt% Zn (4.5g, 4.5h, 4.5i) pada variasi NH_4HCO_3 yang berbeda. Selain itu, semakin besar makropori yang terbentuk maka mikropori yang terbentuk karena larutnya Zn ke dalam Mg akan berkurang sehingga paduan MgZn berporous hanya memiliki satu jenis pori saja.

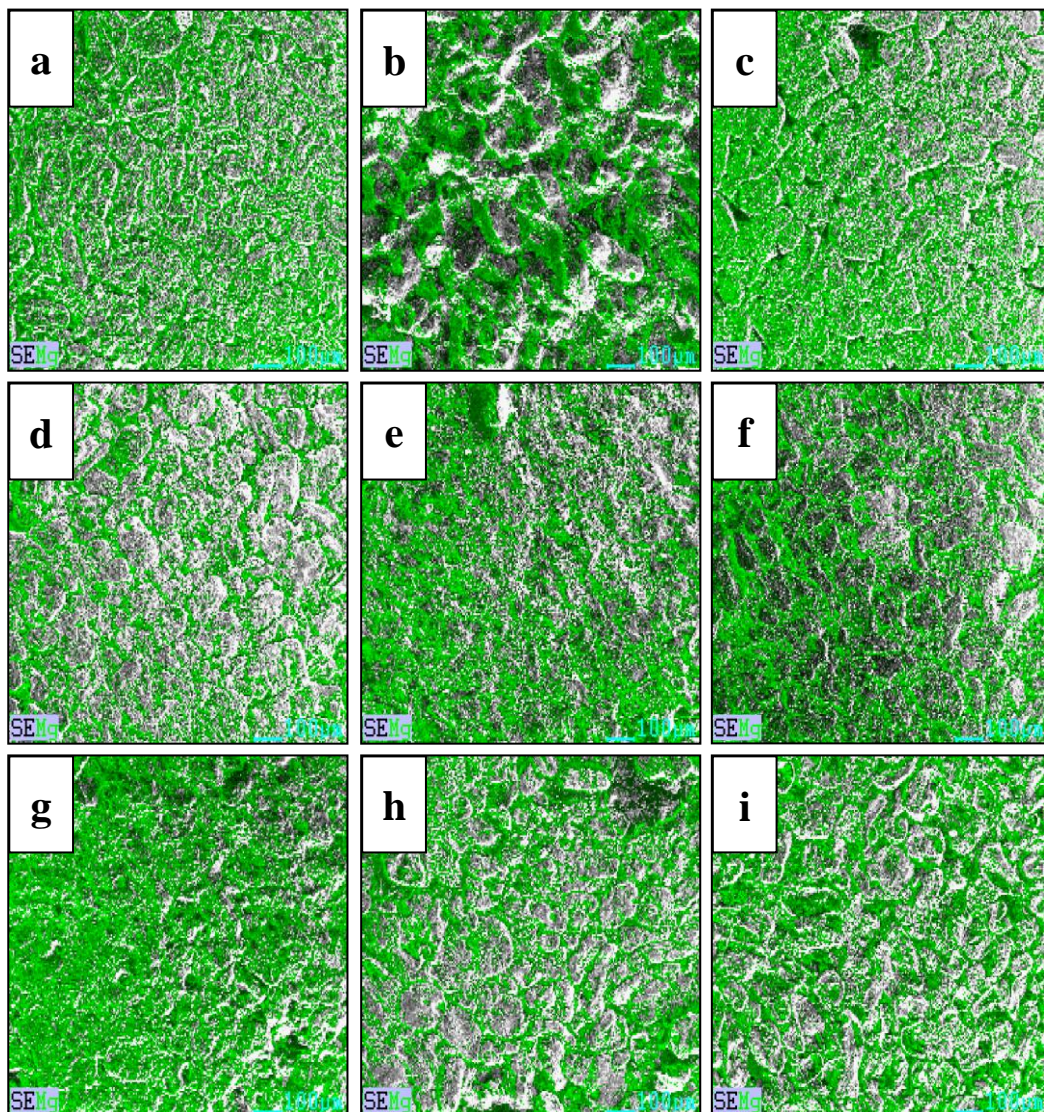


Gambar 4. 6 Hasil SEM paduan MgZn Berporous (a) Mg1Zn35SH, (b) Mg1Zn45SH, (c) Mg1Zn55SH, (d) Mg3Zn35SH, (e) Mg3Zn45SH, (f) Mg3Zn55SH, (g) Mg5Zn35SH, (h) Mg5Zn45SH, (i) Mg5Zn55SH

Apabila dibandingkan dengan hasil perhitungan persentase porositas pada Tabel 4.2 dan Gambar 4.5 menunjukkan bahwa semakin banyak kadar Zn yang ditambahkan pada paduan MgZn berporous dengan persen volume NH_4HCO_3 yang sama, maka semakin besar nilai porositasnya. Begitu juga dengan penambahan persen volume NH_4HCO_3 pada kadar Zn yang sama, semakin banyak NH_4HCO_3 yang ditambahkan maka semakin tinggi persentase porositas paduan MgZn berporous.

Pada pengujian SEM juga dilakukan EDX (Energy Dispersive X-

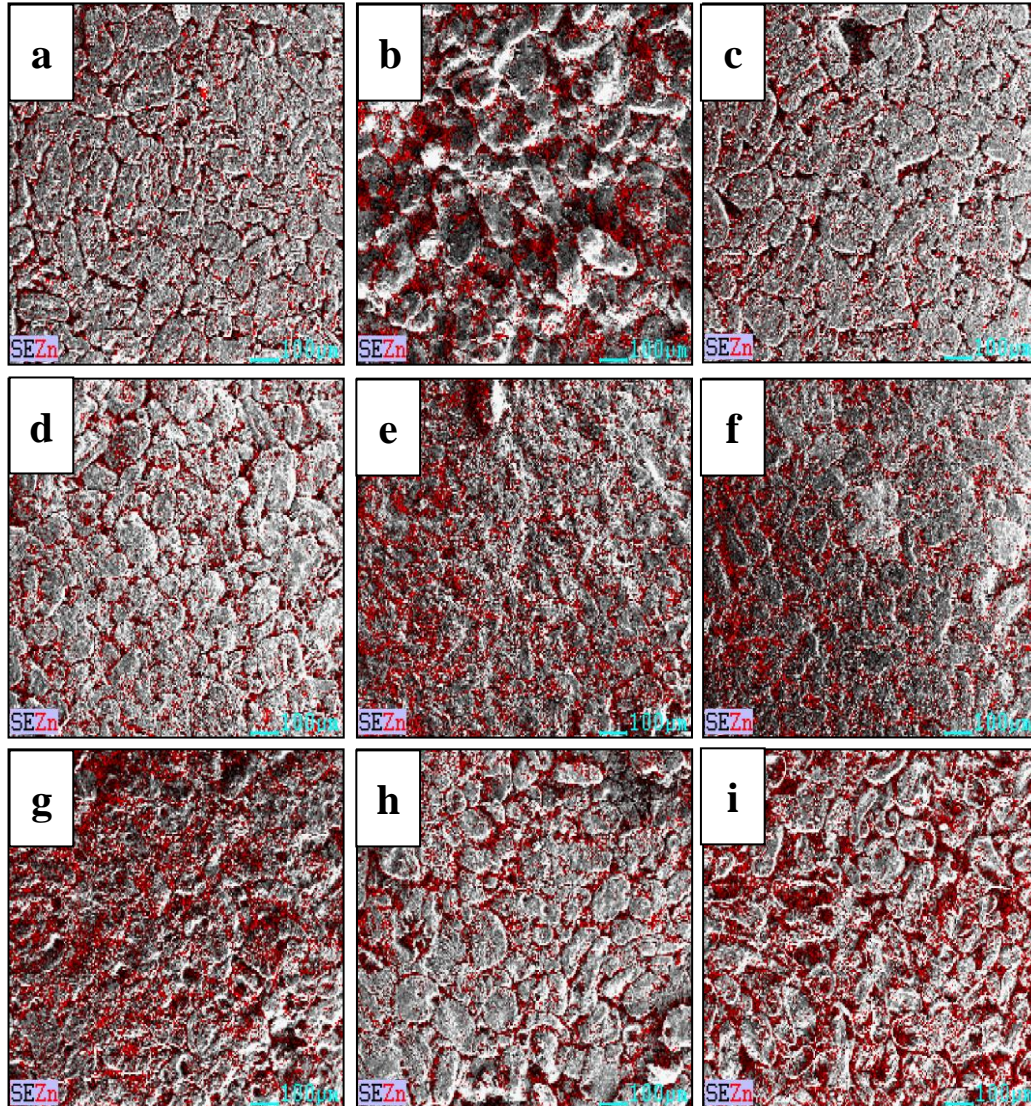
Ray Analysis) untuk mengetahui persebaran unsur dan persentasenya. Persebaran unsur untuk semua parameter paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.6 dan 4.7. pada Gambar 4.6 dan 4.7 menunjukkan bahwa persebaran unsur yang terdapat pada paduan MgZn berporous adalah unsur Mg dan Zn. Persebaran kedua unsur ini merata di permukaan paduan yang menunjukkan paduan MgZn berporous ini murni hanya mengandung kedua unsur ini saja. Banyaknya persebaran Mg, dan Zn yang terdapat pada paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.8 dan Tabel 4.1



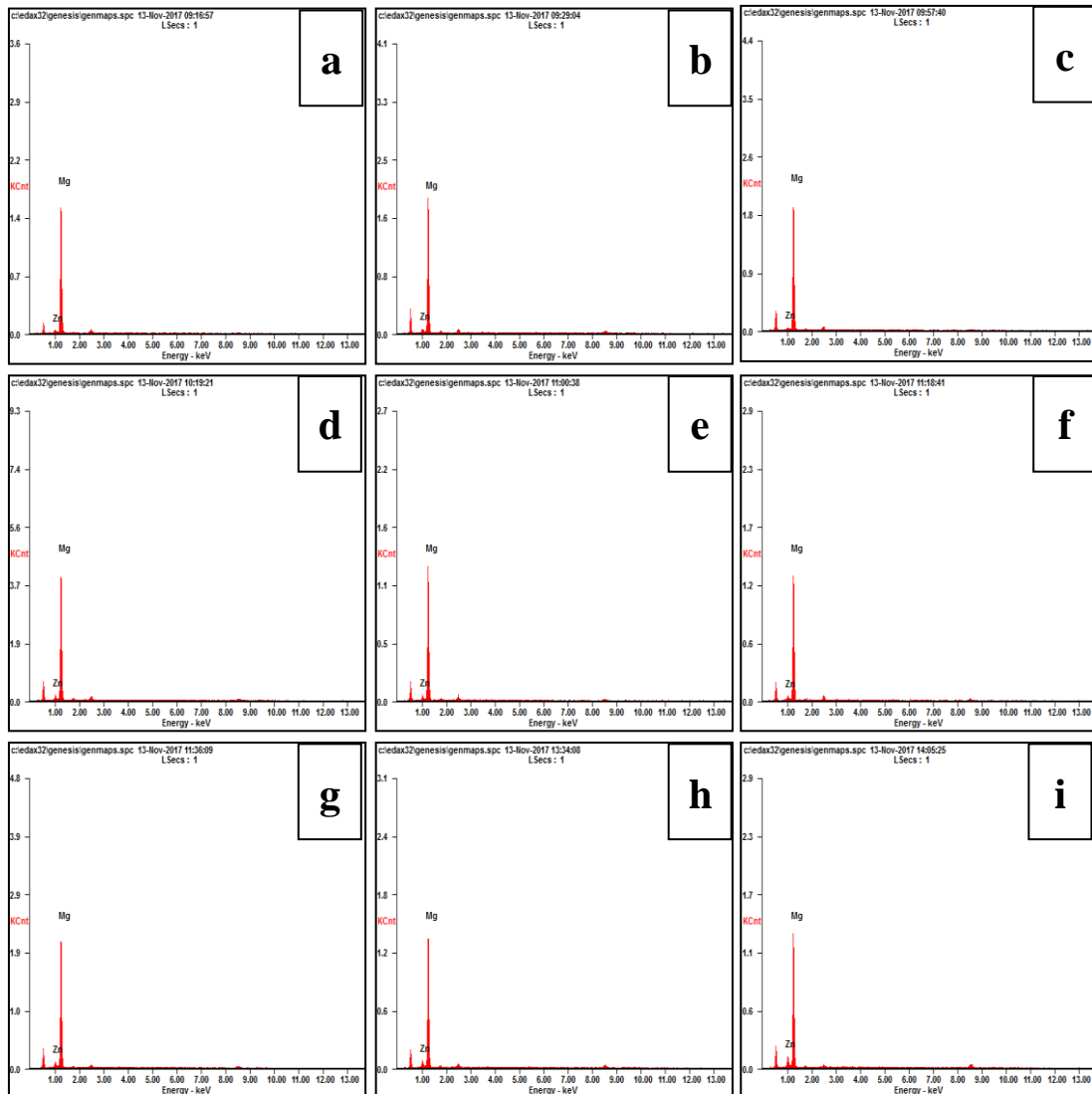
Gambar 4. 7 Persebaran Unsur Mg (Warna Hijau) pada paduan MgZn Beporous
(a) Mg1Zn35SH, (b) Mg1Zn45SH, (c) Mg1Zn55SH, (d) Mg3Zn35SH, (e)



Mg3Zn45SH, (f) Mg3Zn55SH, (g) Mg5Zn35SH, (h) Mg5Zn45SH, (i)
Mg5Zn55SH



Gambar 4. 8 Persebaran Unsur Zn (Warna Merah) pada paduan MgZn Beporous
(a) Mg1Zn35SH, (b) Mg1Zn45SH, (c) Mg1Zn55SH, (d) Mg3Zn35SH, (e)
Mg3Zn45SH, (f) Mg3Zn55SH, (g) Mg5Zn35SH, (h) Mg5Zn45SH, (i)
Mg5Zn55SH



Gambar 4. 9 X-Ray Hasil Spektrum EDX Paduan MgZn Berporous (a) Mg1Zn35SH, (b) Mg1Zn45SH, (c) Mg1Zn55SH, (d) Mg3Zn35SH, (e) Mg3Zn45SH, (f) Mg3Zn55SH, (g) Mg5Zn35SH, (h) Mg5Zn45SH, dan (i) Mg5Zn55SH



Tabel 4. 2 Hasil EDX Persen Berat dan Persen Atom Unsur pada Paduan MgZn Berporous

Kode Sampel	Zn (wt%)	NH ₄ HCO ₃ (% V)	Wt%		At%	
			Mg	Zn	Mg	Zn
Mg1Zn35SH	1	35	96.24	3.66	98.61	1.39
Mg1Zn45SH		45	94.49	5.51	97.88	2.12
Mg1Zn55SH		55	96.65	3.35	97.88	1.27
Mg3Zn35SH	3	35	94.32	5.68	97.81	2.19
Mg3Zn45SH		45	94.81	5.19	98.01	1.99
Mg3Zn55SH		55	94.94	5.06	98.06	1.94
Mg5Zn35SH	5	35	93.55	6.45	97.5	2.5
Mg5Zn45SH		45	92.33	7.67	97.0	3.0
Mg5Zn55SH		55	90.12	9.88	96.08	3.92

4.1.4 Analisa Sifat Mekanik

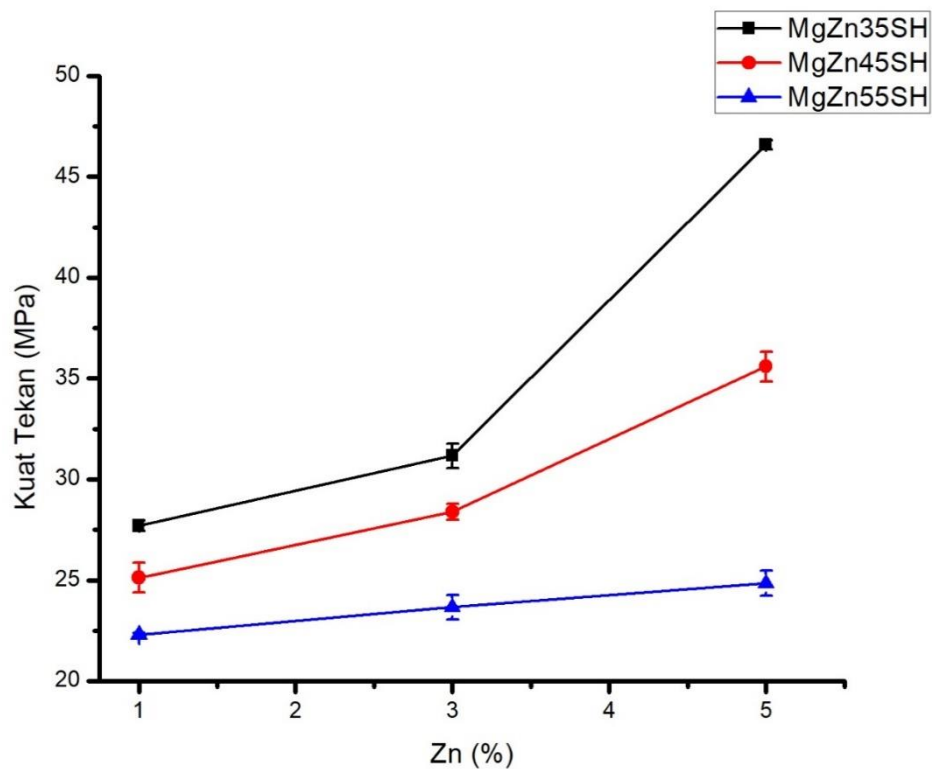
Analisa sifat mekanik paduan MgZn berporous dilakukan menggunakan pengujian kuat tekan. Preparasi sampel untuk pengujian kuat tekan dilakukan dengan standar ASTM B 925 tentang *Production and Preparation of Powder Metallurgy (P/M) Test Specimen*, dan diuji berdasarkan standar ASTM E9. Pengujian kuat tekan dilakukan menggunakan mesin Gotech GT-7001-LC50. Pengujian kuat tekan dilakukan untuk mengetahui pengaruh penambahan Zn dan NH₄HCO₃ sebagai space holder pada kekuatan tekan paduan MgZn berporous. Pengaruh penambahan Zn terhadap kekuatan tekan paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.10.

Tabel 4. 3 Hasil Kekuatan Tekan paduan MgZn berporous

No	Kode Sampel	Wt% Zn	% Volume NH ₄ HCO ₃	Kekuatan Tekan (MPa)
1	Mg1Zn35SH	1	35	27.7 ± 0.26
2	Mg1Zn45SH		45	25.13 ± 0.12
3	Mg1Zn55SH		55	22.29 ± 0.12
4	Mg3Zn35SH	3	35	31.17 ± 0.6
5	Mg3Zn45SH		45	28.4 ± 0.4
6	Mg3Zn55SH		55	23.66 ± 0.61
7	Mg5Zn35SH	5	35	46.6 ± 0.23
8	Mg5Zn45SH		45	35.6 ± 0.74
9	Mg5Zn55SH		55	24.84 ± 0.62



Gambar 4.10 menjelaskan tentang pengaruh penambahan Zn terhadap kekuatan tekan paduan MgZn berporous. Pada penambahan 1 wt% Zn pada 35% volume space holder, nilai kekuatan tekan pada paduan MgZn berporous adalah sekitar 27.7 ± 0.26 MPa. seiring dengan meningkatnya wt% Zn yang ditambahkan pada paduan MgZn berporous maka nilai kekuatan tekan akan bertambah. Nilai kekuatan tekan untuk penambahan wt% Zn 3 dan 5 wt% pada 35% volume space holder adalah 31.17 ± 0.6 dan 46.6 ± 0.23 MPa. hal ini juga terjadi pada penambahan NH_4HCO_3 sebanyak 45% volume untuk semua penambahan wt% Zn (1, 3, dan 5 wt%) adalah 25.13 ± 0.73 , 28.4 ± 0.4 , dan 35.6 ± 0.74 MPa. pada penambahan NH_4HCO_3 sebanyak 55% volume pada semua variasi penambahan Zn (1, 3, dan 5 wt%) juga mempunyai nilai kekuatan tekan yang meningkat seiring dengan penambahan wt% Zn, yaitu 22.29 ± 0.12 , 23.66 ± 0.61 , dan 24.84 ± 0.62 MPa untuk 1, 3, dan 5 wt% Zn. Hal ini jika dilihat pada diagram fasa biner Mg-Zn, batas kelarutan maksimum Zn dalam magnesium adalah 1.6 wt% pada temperatur kamar dalam keadaan



Gambar 4. 10 Grafik Kekuatan Tekan Pada Paduan MgZn Berporous

equilibrium, dan dengan demikian unsur Zn larut menjadi Mg primer sampai batas tertentu, menghasilkan penguatan solid solution. Sebagai tambahan, penambahan Zn hingga 5 wt% Zn mengakibatkan meningkatnya kekuatan paduan MgZn dengan penguatan dispersi. Dengan demikian, penguatan butir halus, penguatan larutan padat dan penguatan fase sekunder dalam hal ini adalah MgZn berkontribusi terhadap peningkatan sifat mekanik paduan MgZn dengan kadar Zn sampai 5 wt%. secara keseluruhan Zn adalah unsur yang menjanjikan dan yang lebih penting lagi, penambahan Zn harus dikontrol untuk meningkatkan sifat mekanik Mg agar lebih sesuai untuk bahan implant manusia.

Zn larut dalam magnesium primer (α -Mg) bila kandungan Zn adalah 1-2 wt%, yang dapat meningkatkan kekuatan paduan dengan penguatan solid solution (Yin dkk, 2008). Namun, bila kandungan Zn adalah 4-6 wt%, banyak fasa MgZn yang kemungkinan besar akan diendapkan di dalam matrik. Hal



ini dibuktikan pada hasil XRD untuk 5 wt% Zn, fasa MgZn yang terbentuk lebih banyak dibandingkan dengan 1 dan 3 wt% Zn. Efek ini diharapkan dapat meningkatkan kekuatan dengan mekanisme penguatan disperse. Oleh karena itu, Zn dapat bertindak sebagai penyusun untuk memperbaiki struktur mikro matriks dan untuk meningkatkan kekuatan mekanik. Hal ini sesuai dengan hasil XRD yang menunjukkan bahwa semakin banyak Zn yang ditambahkan di dalam paduan MgZn berporous maka semakin terendap di dalam matriks Mg yang mengakibatkan meningkatnya kekuatan tekan.

Kekuatan tekan dari sampel berporous menurun dengan persentase porositas pada sampel. kekuatan tekan akan menurun secara signifikan dengan meningkatnya porositas. Pori mengurangi kapasitas load-bearing material. Selain itu, pori bertindak sebagai konsentrator tegangan dan memudahkan inisiasi retak. Nilai kekuatan tekan yang dicapai dalam penelitian ini secara signifikan lebih tinggi daripada penelitian sebelumnya.

Hasil ini menunjukkan bahwa kekuatan sangat bergantung pada bentuk partikel Mg. pada penelitian ini menggunakan serbuk magnesium dengan ukuran 60-300 mm yang secara signifikan lebih halus dan lebih teratur. Pori-pori yang terbentuk lebih seimbang dengan rasio panjang: tebal yang jauh lebih rendah, sehingga mampu menghasilkan material metalurgi serbuk dengan kekuatan yang jauh lebih tinggi. Selanjutnya, kekuatan material ini sebanding dengan natural bone yang berpotensi untuk aplikasi ortopedi. sampel berpori memiliki kekuatan yang jauh lebih rendah dibandingkan dengan cast-MgZn yang memastikan bahwa adanya pori memiliki efek negatif pada kekuatan tekan. Kehadiran oksida dan sambungan diffusive yang tidak sempurna juga menurunkan kekuatan tekan. Namun MgZn berpori masih memiliki kekuatan yang lebih tinggi dibandingkan dengan biomaterial non logam yang saat ini digunakan untuk aplikasi ortopedi.

Jika dibandingkan dengan hasil perhitungan porositas dan SEM, semakin banyak space holder yang ditambahkan maka porositas yang dibentuk akan semakin besar. Pori yang terbentuk bukan lagi jenis mikropori



terisolasi tertutup melainkan makropori interkoneksi terbuka. Semakin banyak makropori yang terbentuk, maka nilai kekuatan tekan pada paduan MgZn berporous akan semakin berkurang.

Menurut penelitian sebelumnya yang meneliti tentang sifat mekanik paduan Mg berporous mengatakan bahwa nilai kekuatan tekan pada Mg berporous adalah 12- 25 MPa dengan nilai porositas sekitar 35-70%. Sedangkan nilai kekuatan tekan untuk cancellous bone untuk orang dewasa menurut Pal, 2013 adalah 27-82 MPa (Pal, 2014). Pada penelitian ini, nilai kekuatan tekan yang dihasilkan paduan MgZn berporous dengan penambahan Zn dan NH_4HCO_3 sebagai space holder adalah 23-46 MPa. Sehingga dari sembilan sampel paduan MgZn berporous yang memenuhi kriteria sebagai implant untuk ortopedi adalah Mg1Zn35SH, Mg3Zn35SH, Mg3Zn45SH, Mg5Zn35SH, dan Mg5Zn45SH.

4.1.5 Analisa Laju Degradasi

Analisa laju degradasi dilakukan menggunakan immersion test dan pengujian potensiostatik dengan mengacu pada standar ISO 10993 Part 15 tentang Identification and Quantification of Degradation Products From Metals and Alloys berdasarkan perhitungan perubahan berat dari sampel sebelum direndam dan setelah direndam yang dihitung pada persamaan:

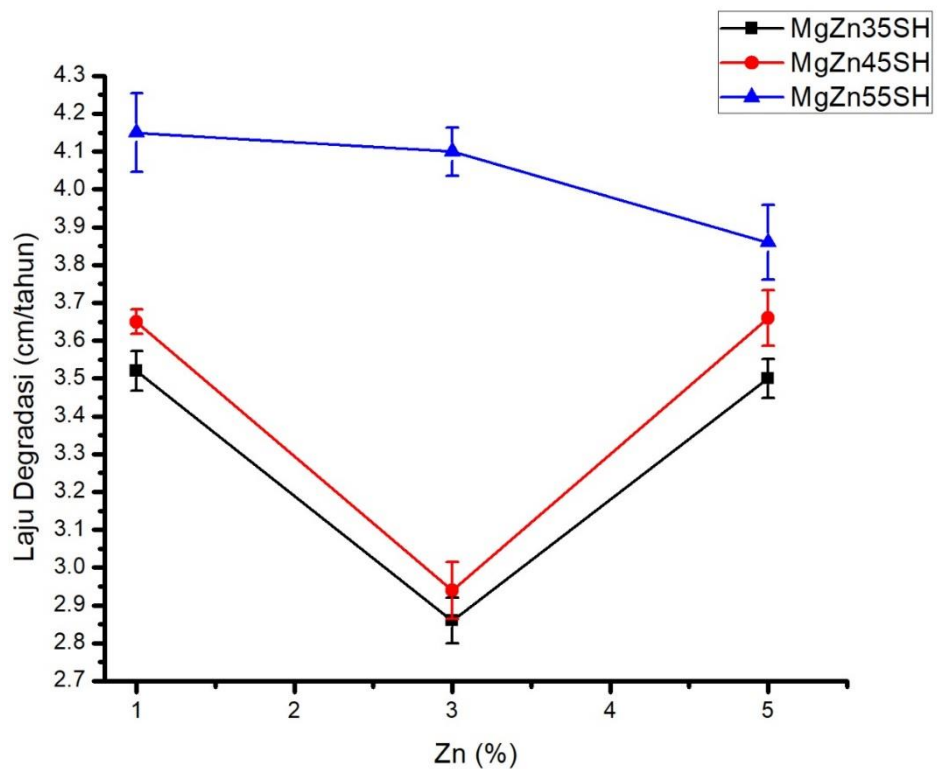
$$PD/T = \sqrt[3]{\frac{r_1 \times 365}{\rho}} \quad (4.2)$$

Dimana PD/T adalah pengurangan dimensi per tahun, r_1 adalah nilai laju degradasi dalam gram/hari, dan ρ adalah massa jenis dari paduan MgZn berporous dalam gram/cm^3 , dimana ketika kita hubungkan dengan satuan per tahun, maka 365 adalah asumsi hari dalam satu tahun (non kabisat). Sehingga satuan dari hasil PD/T adalah cm/tahun. Media korosi yang dipakai pada immersion test adalah larutan SBF yang diatur pada temperatur 37°C . Hasil immersion test pada paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.11.



Tabel 4. 4 Hasil Laju Degradasi Paduan MgZn berporous pada larutan SBF

No	Kode Sampel	Wt% Zn	% Volume NH_4HCO_3	Laju Degradasi (cm/tahun)
1	Mg1Zn35SH	1	35	3.52 ± 0.05
2	Mg1Zn45SH		45	3.65 ± 0.03
3	Mg1Zn55SH		55	4.15 ± 0.1
4	Mg3Zn35SH	3	35	2.86 ± 0.06
5	Mg3Zn45SH		45	2.94 ± 0.08
6	Mg3Zn55SH		55	4.1 ± 0.06
7	Mg5Zn35SH	5	35	3.5 ± 0.05
8	Mg5Zn45SH		45	3.66 ± 0.07
9	Mg5Zn55SH		55	3.86 ± 0.1



Gambar 4. 11 Hasil Immersion Test Paduan MgZn Berporous di dalam Larutan SBF

Pada gambar 4.11 menjelaskan adanya pengaruh penambahan persen berat Zn dan persen volume NH_4HCO_3 sebagai space holder terhadap laju degradasi paduan MgZn berporous. Semakin banyak persen berat Zn yang ditambahkan maka laju degradasinya akan semakin berkurang dengan



penambahan Zn hingga 3 wt%. ini terlihat bahwa jika dibandingkan dengan penambahan 1 dan 5 wt% pada penambahan Zn sebanyak 3 wt% memiliki laju degradasi yang rendah di semua parameter space holder. Apabila dibandingkan dengan hasil XRD, parameter 3 wt% Zn memiliki peak yang menunjukkan fasa MgZn. Tidak seperti pada parameter 1 wt% Zn yang tidak menunjukkan adanya peak fasa MgZn. Adanya fasa sekunder dalam hal ini fasa MgZn mampu mengurangi laju degradasi pada paduan MgZn berporous. Hal ini juga dikemukakan oleh Kubasek, dkk (2012) bahwa laju degradasi paduan MgZn bergantung pada konsentrasi Zn. Penambahan Zn hanya 1.4 wt% Zn mampu mengurangi laju degradasi dari paduan MgZn. Kemampuan Zn untuk mengurangi laju degradasi ini disebabkan oleh dua faktor yaitu, Zn secara signifikan lebih mulia dibandingkan dengan Mg. potensial standar Zn dan Mg -0.762 dan -2.372 V dalam SHE dan Zn ditandai oleh potensi overpotensial yang relatif tinggi. perlu diketahui bahwa H₂ merupakan produk utama korosi pada larutan SBF. Hal ini dibentuk oleh reaksi katodik sebagai berikut:



Oleh karena itu, dapat diasumsikan bahwa kinetika evolusi hydrogen berkurang dengan adanya penambahan Zn dalam Mg. Hal ini disebabkan karena tingginya potensial korosi Zn daripada Mg, sehingga Zn mampu menurunkan laju degradasi Mg. Jika dilihat dari nilai over-proteksi dari Mg, yaitu -1.38V, dimana pada nilai ini paduan Mg yang memiliki nilai potensial semakin dekat dengan nilai over-proteksi maka paduan tersebut semakin terproteksi. Jika paduan Mg memiliki nilai potensial yang semakin jauh dengan potensial over-proteksi Mg, maka paduan Mg tersebut semakin terkorosi. Hal ini dapat ditunjukkan pada Tabel 4.5 bahwa paduan MgZn yang memiliki nilai yang lebih dekat dengan nilai over-proteksi adalah paduan Mg₃Zn dengan penambahan NH₄HCO₃ sebanyak 35% volume.

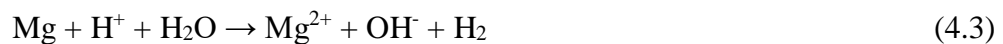
Namun penambahan Zn yang relatif tinggi mampu menimbulkan terbentuknya fasa sekunder dari paduan Mg, yaitu MgZn. Adanya fasa kedua ini mampu meningkatkan laju degradasi dari paduan MgZn, laju degradasi

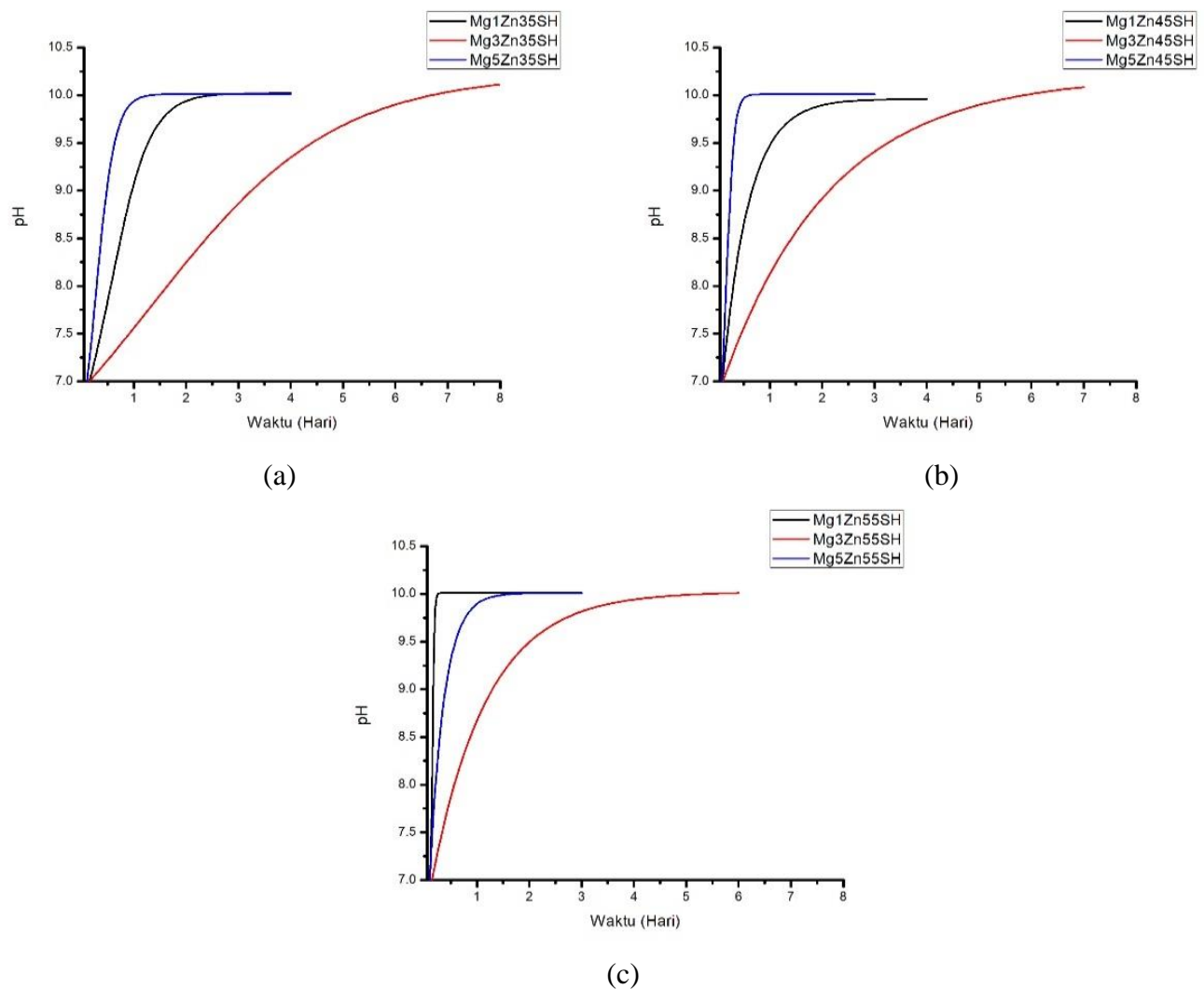


diperkirakan empat kali lebih tinggi. seperti yang terlihat pada Grafik 4.12 terjadi kenaikan nilai laju degradasi pada paduan MgZn berporous.

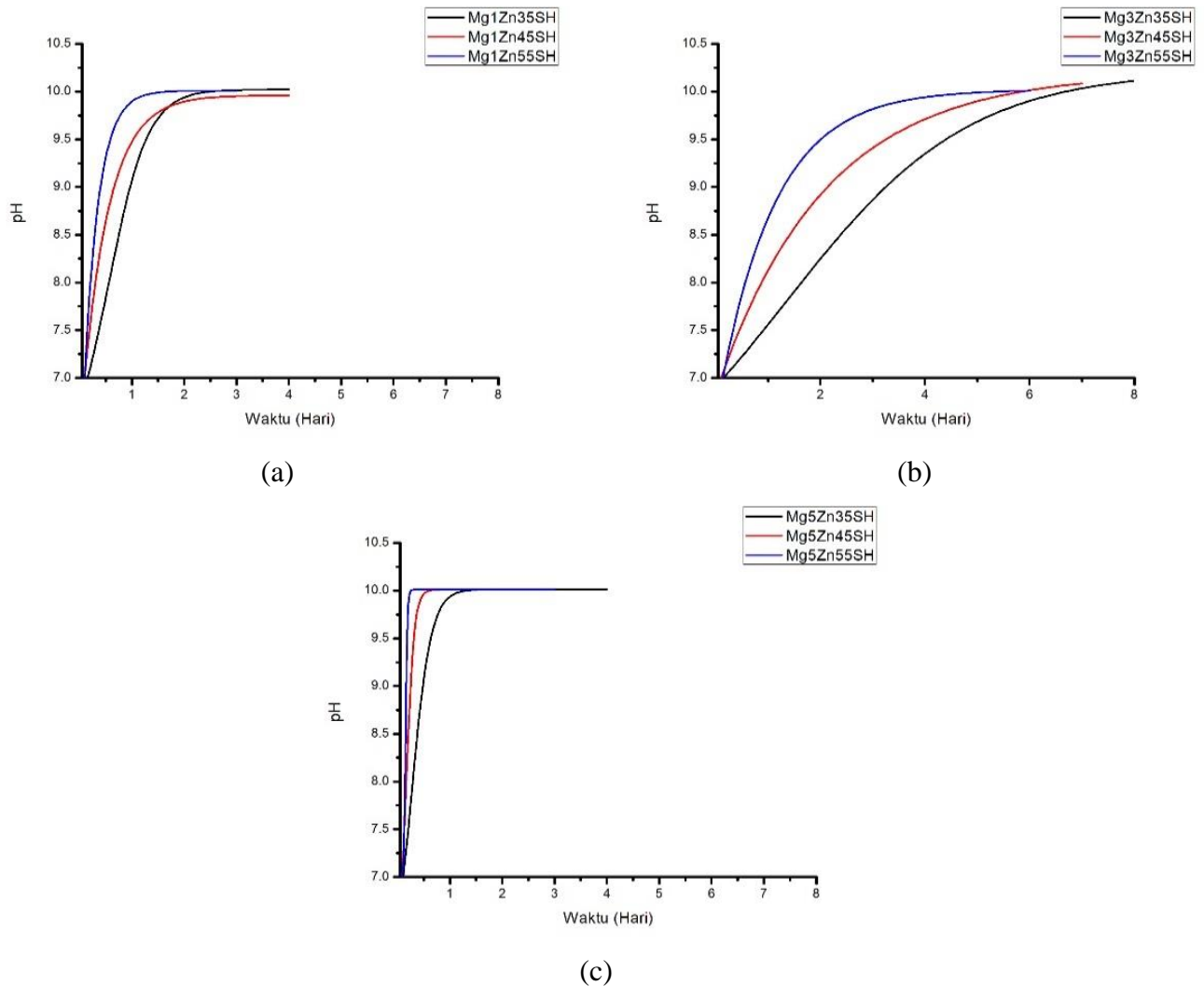
Pada struktur paduan Mg5Zn menunjukkan adanya fasa sekunder (MgZn) yang mengandung lebih dari 70 at% Zn dan oleh karena itu secara signifikan lebih mulia daripada matriks Mg. sel mikrogalvanik antara unsur structural mampu mempercepat laju degradasi. Menurut kubasek, dkk 2012 pada paduan Mg yang memiliki konsentrasi Zn yang tinggi, dapat dimodifikasi dengan cara diberi perlakuan panas.

Pengaruh penambahan persen berat Zn terhadap nilai pH SBF sebagai fungsi waktu perendaman pada paduan MgZn berporous ditunjukkan pada Gambar 4.12. Dapat dilihat bahwa nilai pH larutan yang sesuai dengan spesimen MgZn meningkat dengan perlahan dari hari pertama hingga hari keempat. Selanjutnya nilai pH menjadi stabil. Telah diketahui dengan pasti bahwa perilaku degradasi Mg dan paduannya berkorelasi dengan fasa Mg. Mg agak aktif dalam media berair dan larut sesuai dengan reaksi berikut:





Gambar 4. 12 Nilai pH SBF dengan variasi penambahan persen berat Zn pada penambahan NH_4HCO_3 yang berbeda (a) 35% Volume (b) 45% Volume (c) 55% Volume paduan MgZn berporous selama waktu perendaman



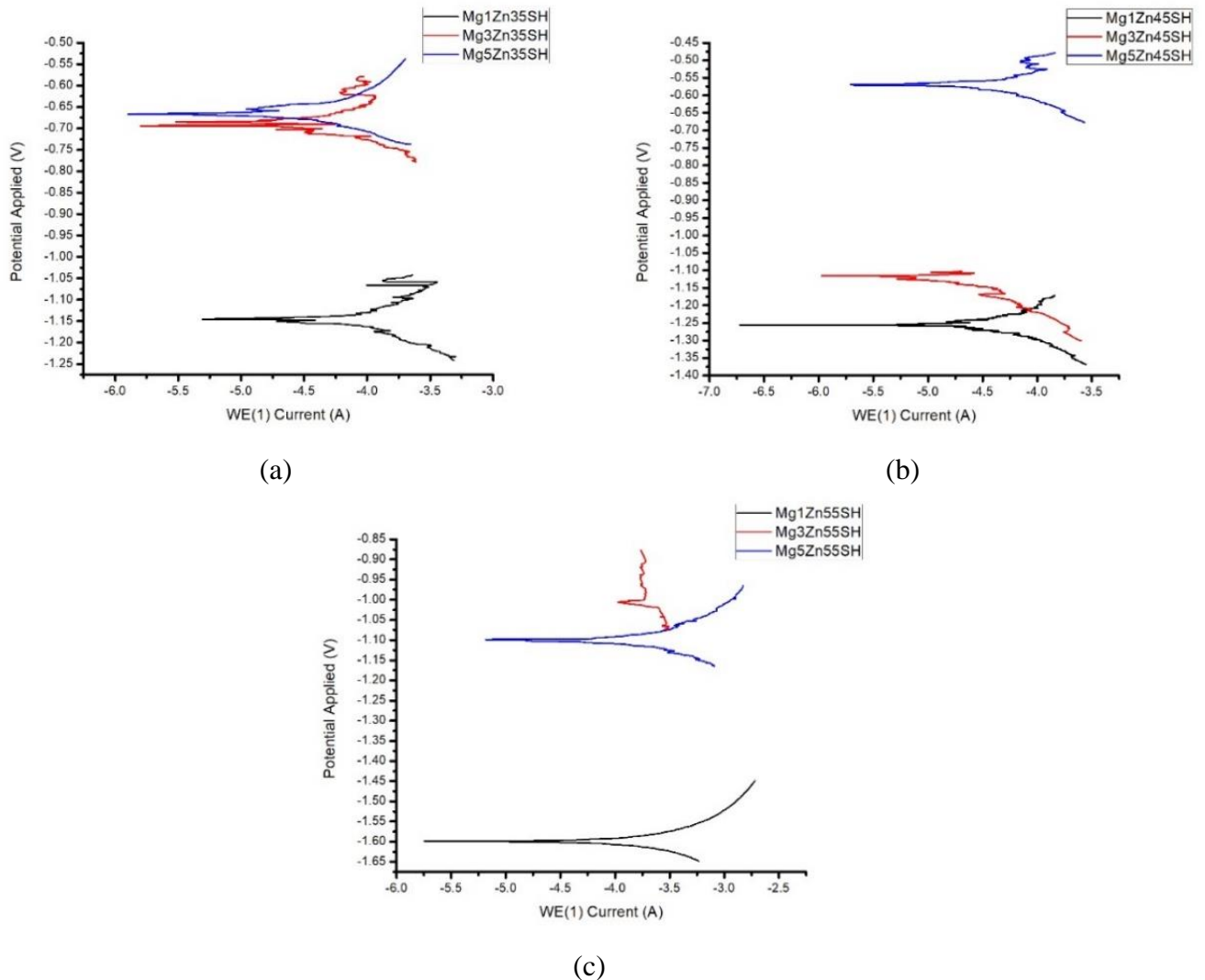
Gambar 4. 13 Nilai pH SBF pada variasi penambahan persen volume NH_4HCO_3 dengan penambahan Zn yang berbeda (a) Mg1Zn (b) Mg3Zn (c) Mg5Zn paduan MgZn berporous selama proses perendaman

Akibatnya pada tahap awal pencelupan, pelarutan Mg mengkonsumsi H^+ , namun melepaskan OH^- yang menyebabkan peningkatan nilai pH pada larutan SBF, dan dengan demikian perubahan nilai pH dengan waktu perendaman dapat digunakan untuk mengevaluasi perilaku degradasi MgZn. Dapat dilihat pada Gambar 4.12 bahwa semakin bertambahnya persen berat Zn pada paduan MgZn berporous akan memperlambat perubahan nilai pH pada larutan SBF. Pada Gambar 4.13 terlihat bahwa semakin bertambahnya persen volume NH_4HCO_3 akan mempercepat perubahan nilai pH pada larutan SBF. Berubahnya nilai pH pada larutan SBF akan

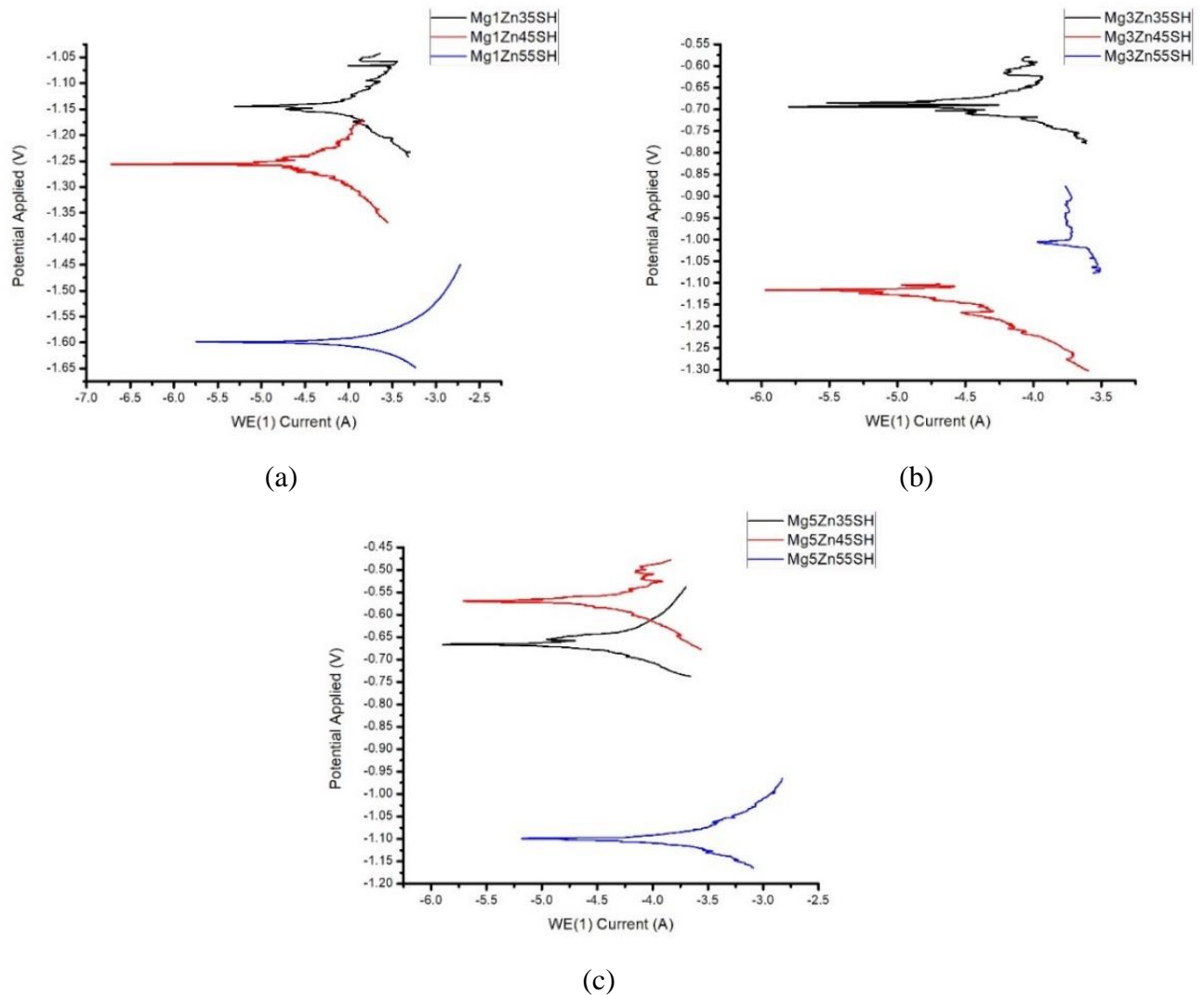


mempercepat laju degradasi dari paduan Mg berporous. Masuk akal untuk menyimpulkan nilai pH bahwa paduan MgZn menunjukkan tingkat degradasi yang relative lambat dibandingkan dengan Mg murni.

Selain dilakukan pengujian dengan immersion test, dilakukan juga pengujian dengan potensiostatik untuk mengetahui laju degradasi paduan MgZn berporous. Pengaruh penambahan persen berat Zn dengan variasi penambahan persen volume NH_4HCO_3 terhadap laju degradasi paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.14. sedangkan pengaruh penambahan persen volume NH_4HCO_3 dengan penambahan Zn pada paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.15. untuk nilai laju korosi dari paduan MgZn berporous ditunjukkan pada Tabel 4.5.



Gambar 4. 14 Kurva Polarisasi Variasi Penambahan Persen Berat Zn dengan penambahan NH_4HCO_3 (a) 35% volume (b) 45% volume (c) 55% volume pada paduan MgZn berporous



Gambar 4. 15 Kurva Polarisasi Variasi Penambahan Persen volume NH_4HCO_3 dengan penambahan Zn (a) 1 wt% (b) 3wt% (c) 5wt% pada paduan MgZn berporous



Tabel 4. 5 Hasil Pengujian Potensiostatik Paduan MgZn Berporous pada larutan SBF

Kode Sampel	Zn (Wt%)	NH ₄ HCO ₃ (% V)	Ecorr	Icorr	Laju Korosi (mm/tahun)
Mg1Zn35SH	1	35	-1.14 V	24.06 μ A	2.70
Mg1Zn45SH		45	-1.6 V	185.68 μ A	15.44
Mg1Zn55SH		55	-1.599 V	1.27 mA	15.99
Mg3Zn35SH	3	35	-693.67 mV	14.1010 μ A	1.35
Mg3Zn45SH		45	-1.11 V	30.692 μ A	2.51
Mg3Zn55SH		55	-1.0 V	118.504 μ A	9.71
Mg5Zn35SH	5	35	-666.47 mV	16.517 μ A	2.27
Mg5Zn45SH		45	-570.28 mV	40.925 μ A	4.40
Mg5Zn55SH		55	-1.1 V	123.32 μ A	9.95

Peningkatan laju degradasi paduan pada masing masing penambahan NH₄HCO₃ adalah dalam urutan berikut Mg3Zn-Mg5Zn-Mg1Zn. Menurut Shi, dkk pada tahun 2006 Mengatakan bahwa Zn mampu meningkatkan potensial korosi paduan Mg sampai 4 wt%, dan dengan demikian mengurangi laju degradasi (Shi dkk, 2006). Tahap passivasi menunjukkan bahwa unsur Zn dapat membantu membentuk lapisan pelindung pada permukaan paduan Mg-Zn selama proses korosi (Li dkk, 2006). Jelas bahwa paduan Mg – 3Zn menunjukkan anoda terendah saat ini dan potensi korosi paling mulia diikuti oleh peningkatan simultan, menunjukkan ketahanan korosi terbaik di antara ketiga paduan. Kesimpulan ini sesuai dengan hasil immersi. Seperti dikonfirmasi dalam hasil XRD, baik Mg-3Zn dan Mg-5Zn paduan terutama terdiri dari fase matriks Mg primer dan fase kedua didistribusikan sepanjang batas butir dengan komposisi kimia yang sama MgZn intermetalik. Perbedaan signifikan di antara dua paduan adalah fraksi volume fase kedua. Secara umum, fase kedua yang mengandung paduan biner Mg dan Zn memiliki potensi yang lebih mulia daripada matriks Mg (Song dkk, 2010). Akibatnya, fase kedua dapat



bertindak sebagai katoda dan matriks Mg sebagai anoda pada antarmuka di antara mereka, menghasilkan korosi galvanik. Sejalan dengan itu, perbedaan dalam ketahanan korosi untuk Mg-3Zn dan Mg-5Zn kemungkinan dikaitkan dengan peran fase kedua dalam proses korosi. Pengaruh fase kedua pada tingkat korosi paduan telah diatasi baru-baru ini (Song, dkk 2010; He, dkk 2010).

Untuk mengkonfirmasi efek fase kedua, kurva polarisasi katodik Mg-5Zn dibandingkan dengan Mg – 3Zn. Kepadatan arus katodik dari kedua kurva secara bertahap meningkat dengan peningkatan potensi katodik. Kurva daerah katodik sampai batas tertentu menunjukkan perilaku polarisasi permukaan permukaan spesimen yang tidak berkarat dan reaksi evolusi hidrogen (Song, dkk 1998). Pada potensial katodik yang sama kerapatan arus korosi Mg-5Zn lebih tinggi daripada Mg – 3Zn, menunjukkan laju evolusi hidrogen katodik cepat pada Mg – 5Zn paduan. Hasil serupa juga dilaporkan dalam paduan Mg – Zn – Y – Zr dengan kandungan Zn 5% berat (Song, dkk 2010). Laju evolusi hidrogen yang dipercepat dapat dikaitkan dengan kehadiran fase fase persen volume tinggi dalam paduan Mg – 5Zn, Dengan peningkatan konten Zn lebih dari 3% berat, jumlah fase intermetalik MgZn meningkat dalam matriks untuk membentuk struktur jaringan kontinu, yang mengarah ke pembentukan situs anoda-katoda. Dengan demikian, korosi galvanik dapat terjadi di situs-situs ini, menghasilkan laju korosi cepat. Dengan demikian, dapat disimpulkan bahwa korosi paduan Mg-5Zn didorong oleh efek pasangan galvanik, menghasilkan pembubaran cepat α -Mg matriks dan dengan demikian penurunan ketahanan korosi.

Sementara itu, penambahan persen volume NH_4HCO_3 mampu mengakibatkan laju degradasi semakin lebih cepat pada semua paduan MgZn. Dapat dilihat pada perhitungan porositas bahwa semakin banyak persen volume NH_4HCO_3 yang ditambahkan maka semakin besar porositas yang terbentuk. Semakin besar porositas yang terbentuk maka semakin cepat laju degradasi paduan MgZn berporous. Hal ini disebabkan karena transportasi dipercepat dari medium korosi melalui pori-pori dan peningkatan area kontak



antara material dan medium korosi. Kehadiran produk korosi berkorelasi dengan peningkatan konsentrasi oksigen. Sebaliknya, bahan berpori berkorosi baik di permukaan dan di pori-pori, di mana permukaan internal pori-pori terbentuk dari dekomposisi partikel space holder yang lebih disukai diserang oleh media korosi. Kehadiran produk korosi di inti bahan menunjukkan bahwa larutan dengan mudah menembus jaringan berpori. Namun, lapisan ini tidak terlalu melindungi karena ion klorida masuk.

Jika ditinjau dari analisa porositas, sifat mekanik, dan laju degradasi, maka paduan MgZn berporous yang memiliki porositas yang relatif rendah, sifat mekanik dan laju degradasi yang optimum adalah paduan MgZn dengan penambahan 3 wt% Zn dan 35 % volume NH_4HCO_3 (Mg3Zn35SH). Meskipun porositasnya tidak lebih rendah dari Mg1Zn35SH dan tidak lebih tinggi dari Mg5Zn55SH, namun Mg3Zn35SH memiliki laju degradasi yang lebih rendah daripada Mg1Zn35SH dan Mg5Zn55SH. Sedangkan jika membandingkan sifat mekanik dari Mg3Zn35SH, walaupun tidak lebih tinggi dari Mg5Zn35SH, Mg3Zn35SH memiliki laju degradasi yang lebih rendah dari Mg5Zn35SH.

4.2 Proses Dip Coating Menggunakan PLLA

Proses dip coating dengan menggunakan PLLA pada paduan MgZn berporous telah berhasil dilakukan. proses ini dilakukan dengan mencelupkan paduan MgZn berporous yang memiliki sifat mekanik dan laju degradasi terbaik, yaitu Mg3Zn35SH ke dalam larutan PLLA dengan variasi persen w/v PLLA dan kloroform (0, 2.5, dan 5% w/v). Paduan Mg3Zn35SH dicelupkan selama 2 jam pada temperatur ruang dan kemudian dikeringkan. Paduan Mg3Zn35SH yang telah dicoating pada variasi persen w/v berbeda dianalisa menggunakan FTIR, SEM-EDX, Uji Tekan, Immersion test, dan Pengujian Potensiostatik.

4.2.1 Analisa Komposisi Kimia

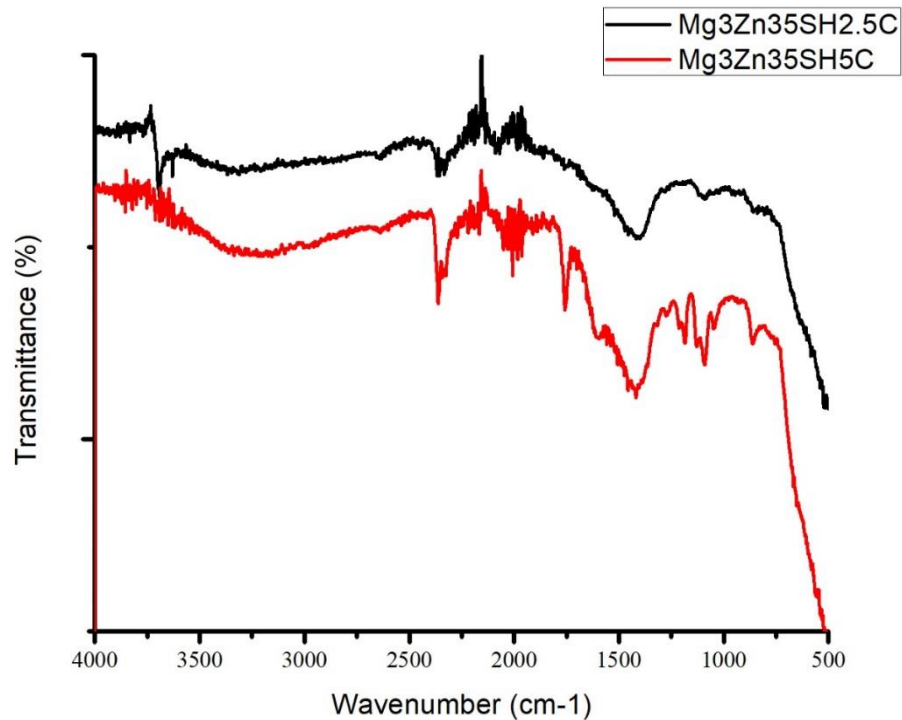
Pengujian FTIR dilakukan dengan menggunakan Thermo Scientific



Nicolet ISI0 untuk menganalisa gugus fungsi dari lapisan polimer dalam hal ini polimer yang digunakan adalah PLLA (Poly L Lactic Acid), terbentuk pada paduan MgZn berporous. Hasil FTIR lapisan PLLA pada paduan MgZn berporous dapat dilihat pada gambar 4.16 dan Tabel 4.6 .

Pada gambar 4.16 menjelaskan tentang peak yang terdapat pada lapisan paduan MgZn berporous yang menunjukkan gugus fungsi dari PLLA pada paduan Mg3Zn35SH. Pada Mg3Zn35SH dengan lapisan PLLA 2.5% w/v (Mg3Zn35SH2.5C) memiliki gugus fungsi hidroksil (O-H) yang ditunjukkan oleh wavenumber 3629 dan 3690 cm^{-1} . Selain terdapat gugus hidroksil, pada Mg3Zn35SH2.5C terdapat gugus C-O pada wavenumber 2366 cm^{-1} dan CH_3 pada 1417 dan 483 cm^{-1} . Sedangkan pada Mg3Zn35SH dengan lapisan PLLA 5% w/v (Mg3Zn35SH5C) gugus fungsi hidroksil muncul pada wavenumber 3155 cm^{-1} dengan transmittance yang sangat kecil jika dibandingkan dengan Mg3Zn35SH2.5SH, yang menandakan pada lapisan PLLA 5 % w/v hampir tidak terdapat uap air. Gugus fungsi lain yang terdapat pada Mg3Zn35SH5C adalah gugus ester C=O pada wavenumber 2362, dan 1757 cm^{-1} dan CH_3 yang terdapat pada wavenumber 1418 dan 437 cm^{-1} .

Gugus C-O dan CH_3 yang terdapat pada Mg3Zn35SH5C memiliki transmitansi yang lebih tinggi dibandingkan dengan Mg3Zn35SH2.5C. Tidak seperti Mg3Zn35SH2.5C, pada Mg3Zn35SH5C terdapat gugus fungsi ester amorfous C-O-C yang ditunjukkan pada wavenumber 1185 dan 1091 cm^{-1} . Adanya gugus fungsi metilen, dan ester ini menunjukkan adanya lapisan PLLA yang terdapat pada paduan Mg3Zn35SH. Sedangkan adanya gugus fungsi O-H disebabkan karena kontaminan yang terdapat pada sampel Mg3Zn35SH2.5C dan Mg3Zn35SH5C yang berupa uap air. Hal ini juga diteliti oleh Yazdimamaghani yang menyatakan bahwa adanya gugus O-H disebabkan karena kontaminan yang berupa uap air yang terdapat pada sampel paduan Mg.



Gambar 4. 16 Hasil FTIR lapisan PLLA pada paduan MgZn Berporous dengan variasi persen w/v PLLA.

Tabel 4. 6 Hasil FTIR Paduan MgZn berporous

Sampel	% PLLA	Wavenumber (cm-1)			
		O-H	C-O	CH3	C-O-C
Mg3Zn35SH	2.5	3690	2366	1417	-
		3629		483	
Mg3Zn35SH	5	3155	2362	1418	1185
			1757	437	1091

4.2.2 Analisa Morfologi

Perlakuan permukaan dengan dip coating PLLA pada paduan Mg3Zn35SH tidak menimbulkan reaksi kimia antara substrat Mg3Zn35H, sehingga hanya berikatan secara fisis saja. Hal ini dapat diamati pada pengamatan morfologi. Pengamatan morfologi dilakukan dengan menggunakan SEM-EDX untuk menganalisa morfologi lapisan PLLA pada paduan MgZn berporous dan persebaran unsur PLLA yang terdapat pada

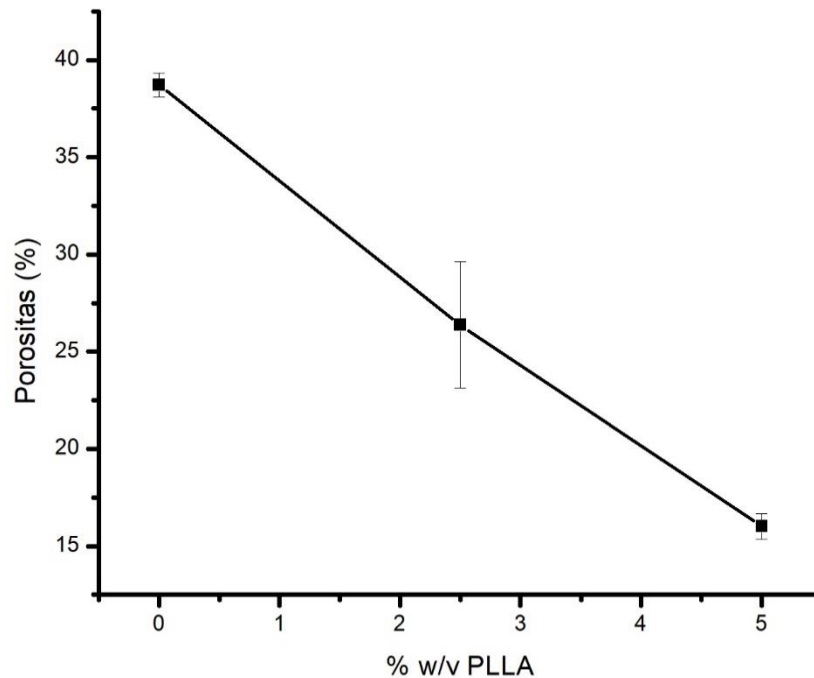


paduan MgZn berporous. Gambar 4.17 dan 4.18 menunjukkan hasil pengujian SEM lapisan PLLA pada MgZn berporous pada bagian permukaan dan penampang melintang dengan perbesaran 200 \times .

Gambar 4.18 dan 4.19 menjelaskan morfologi berupa lapisan PLLA yang terbentuk pada permukaan dan penampang melintang dari paduan Mg3Zn35SH. Terlihat dengan adanya penambahan rasio w/v dari PLLA dan kloroform maka kecenderungan lapisan akan semakin tebal. Pada gambar 4.17 terlihat bahwa permukaan dari paduan Mg3Zn35SH tanpa coating memiliki porous hampir di semua sisinya. Porous yang terbentuk cukup besar karena memiliki porositas 38%. Dengan penambahan lapisan PLLA sebanyak 2.5% w/v PLLA dan kloroform, maka permukaan paduan akan terlapisi oleh PLLA, dan PLLA yang mengenai permukaan akan masuk juga ke dalam porous dari Mg3Zn35SH, sehingga porositas dari paduan Mg3Zn35SH semakin berkurang. Hal ini dapat dilihat dari Tabel 4.7 Dan Gambar 4.17 yang menjelaskan tentang hasil porositas paduan Mg3Zn35SH dengan variasi persen w/v PLLA dengan menggunakan software image-J.

Tabel 4. 7 Hasil Porositas Mg3Zn35SH dengan Variasi Persen w/v PLLA

No	Kode Sampel	PLLA (% w/v)	Porositas (%)
1	Mg3Zn35SH	0	38.72 \pm 0.62
2	Mg3Zn35SH2.5C	2.5	26.37 \pm 3.25
3	Mg3Zn35SH5C	5	16.01 \pm 0.66



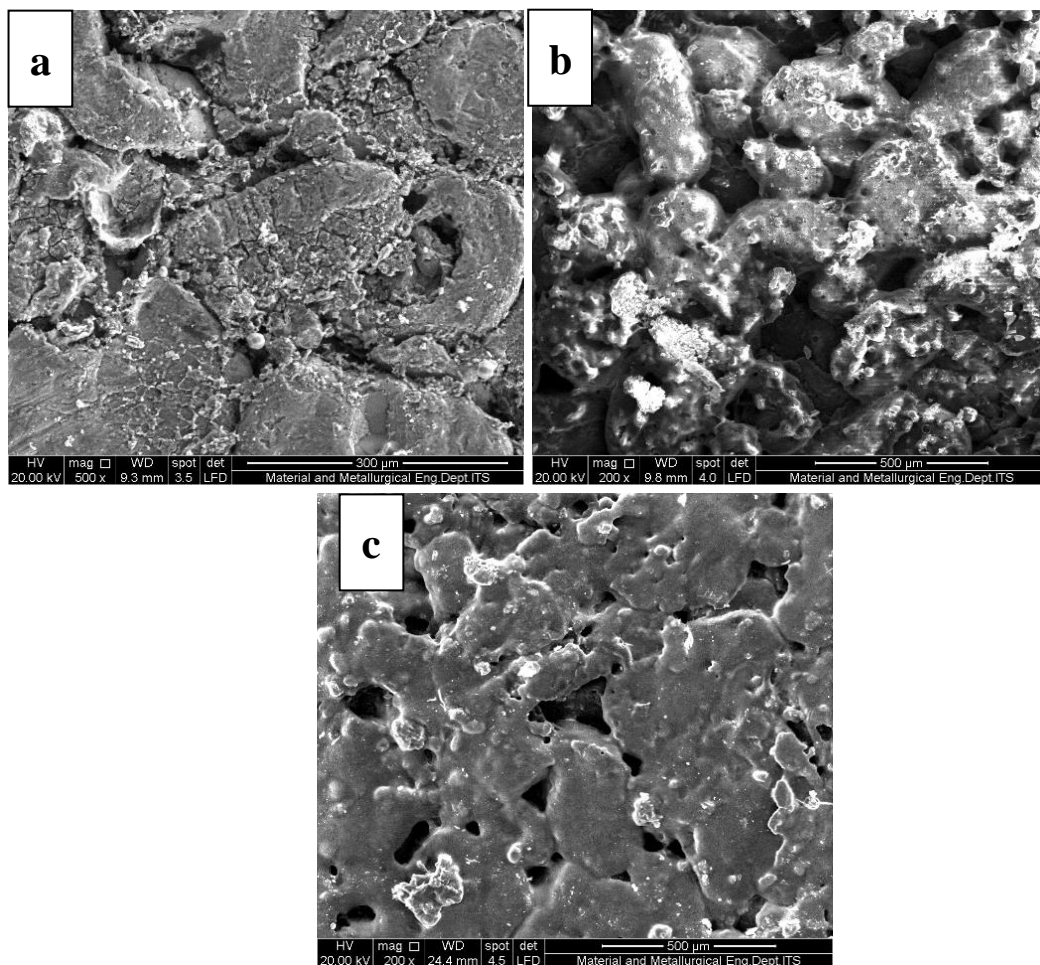
Gambar 4. 17 Hasil Porositas Mg3Zn35SH dengan Variasi Persen w/v PLLA

Pada hasil SEM penampang melintang Mg3Zn35SH pada Gambar 4.18a lapisan PLLA masuk ke dalam sela sela porous dari paduan Mg3Zn35SH. Semakin bertambahnya konsentrasi lapisan PLLA menjadi 5% w/v (Gambar 4.18c) PLLA dan kloroform maka semakin tebal PLLA yang melekat pada permukaan paduan Mg3Zn35SH. Dapat dilihat juga pada penampang melintang pada Gambar 4.19b bahwa lapisan dari PLLA juga masih bisa masuk ke dalam sela sela porous paduan Mg3Zn35SH tetapi tidak begitu merata seperti pada Gambar 4.18a. Selain itu semakin banyak PLLA yang dilapiskan pada Mg3Zn35SH maka ketebalan akan semakin bertambah. Hal ini dapat ditunjukkan pada Gambar 4.20. pada Mg3Zn35SH dengan 2.5% w/v PLLA (Mg3Zn35SH2.5C) memiliki ketebalan 447.99 μ m, sedangkan pada Mg3Zn35SH dengan 5% w/v PLLA memiliki ketebalan 515.05 μ m. Hal ini disebabkan oleh viskositas dari larutan PLLA dan kloroform yang menjadi material coating dari paduan Mg3Zn35SH. Viskositas juga mempengaruhi ketebalan dari lapisan pada paduan Mg3Zn35SH.

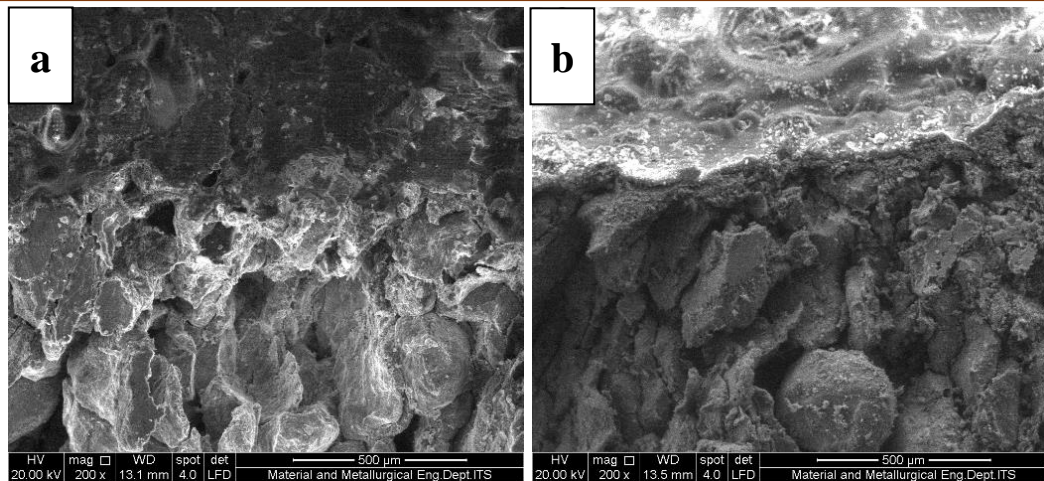
Pada pengujian SEM ini juga dilakukan pengujian EDX untuk mengetahui persebaran unsur pada penampang melintang paduan



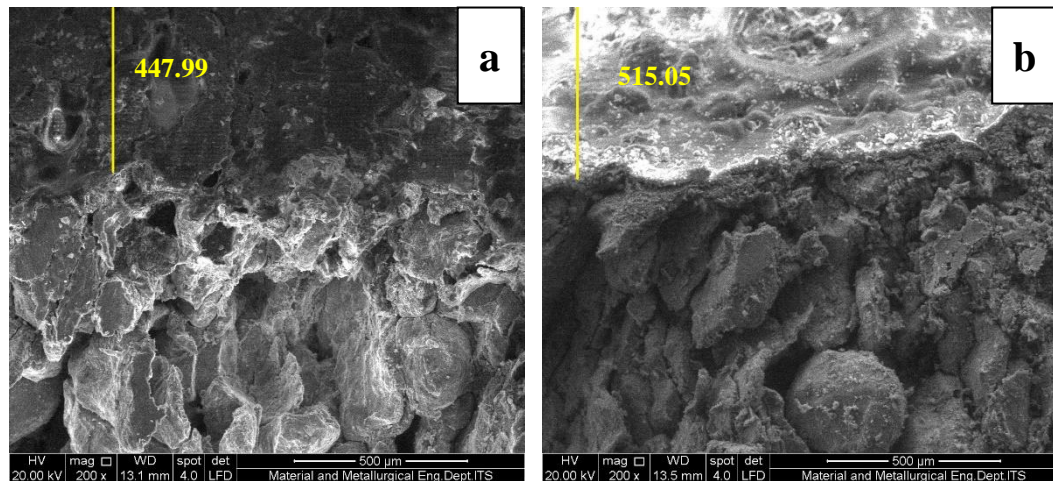
Mg₃Zn₃₅SH. Persebaran unsur untuk semua parameter rasio w/v PLLA dan kloroform dapat dilihat pada Gambar 4.19 dan 4.20 yang menunjukkan bahwa persebaran unsur yang terdapat pada paduan Mg₃Zn₃₅SH adalah unsur C, O. persebaran ketiga unsur ini merata di penampang melintang dari paduan Mg₃Zn₃₅SH. Banyaknya persebaran C O yang terdapat pada paduan Mg₃Zn₃₅SH dapat dilihat pada Gambar 4.21.



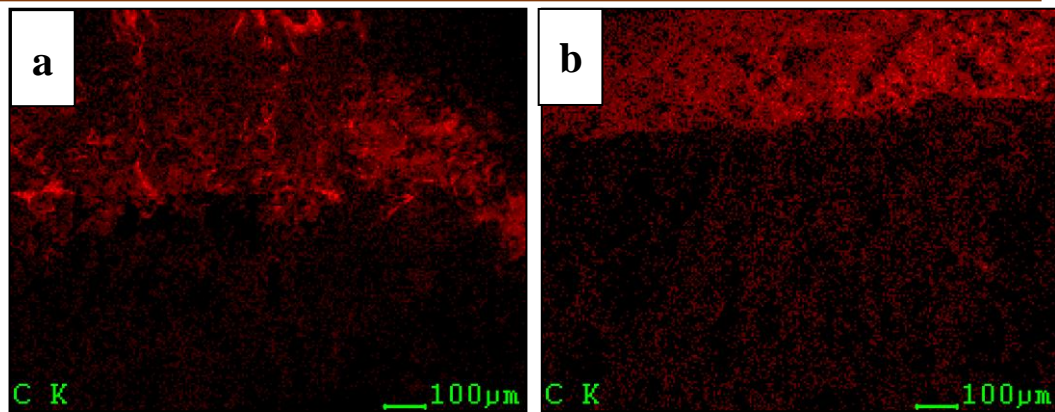
Gambar 4. 18 Hasil SEM Lapisan PLLA pada permukaan Paduan Mg₃Zn₃₅SH dengan variasi rasio % w/v PLLA dan Klorofom (a) Mg₃Zn₃₅SH tanpa lapisan, (b) Mg₃Zn₃₅SH 2.5% w/v, (c) Mg₃ZN₃₅SH 5% w/v



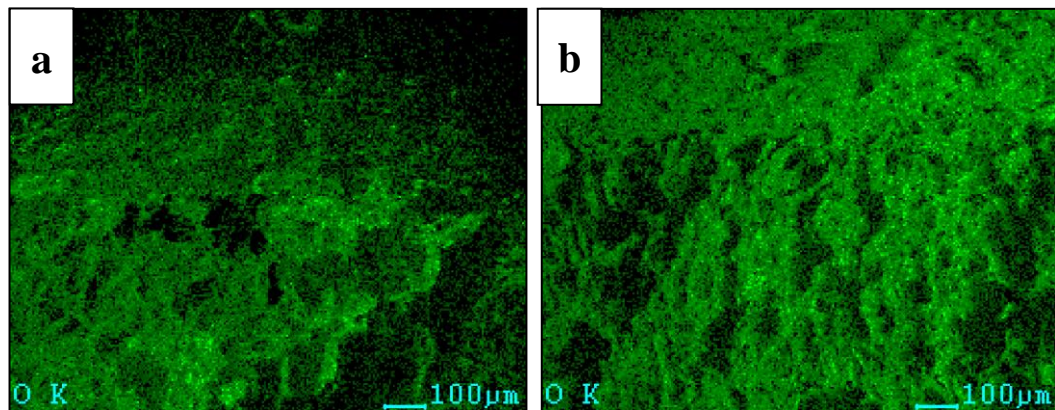
Gambar 4. 19 Hasil SEM Lapisan PLLA pada penampang melintang Paduan Mg3Zn35SH dengan variasi rasio % w/v PLLA dan Klorofom (a) Mg3Zn35SH 2.5% w/v, (b) Mg3Zn35SH 5% w/v



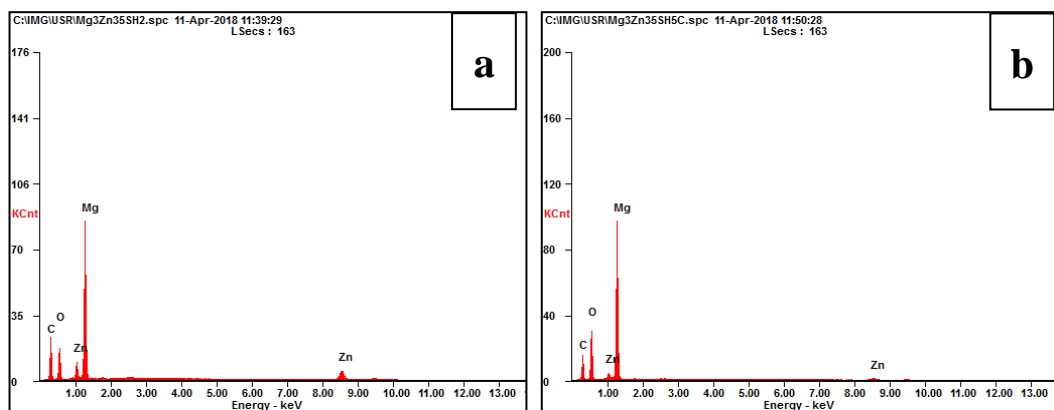
Gambar 4. 20 Hasil SEM Lapisan PLLA pada penampang melintang Paduan Mg3Zn35SH dengan variasi rasio % w/v PLLA dan Klorofom (a) Mg3Zn35SH 2.5% w/v, (b) Mg3Zn35SH 5% w/v



Gambar 4. 21 Persebaran Unsur C (warna merah) pada lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi rasio persen w/v PLLA dan Kloroform, (a) Mg3Zn35SH 2.5% w/v, (b) Mg3Zn35SH 5% w/v



Gambar 4. 22 Persebaran Unsur O (warna hijau) pada lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi rasio persen w/v PLLA dan Kloroform, (a) Mg3Zn35SH 2.5% w/v, (b) Mg3Zn35SH 5% w/v



Gambar 4. 23 X-Ray Hasil Spectrum EDX pada lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi rasio persen w/v PLLA dan Kloroform, (a) Mg3Zn35SH 2.5% w/v, (b) Mg3Zn35SH 5% w/v

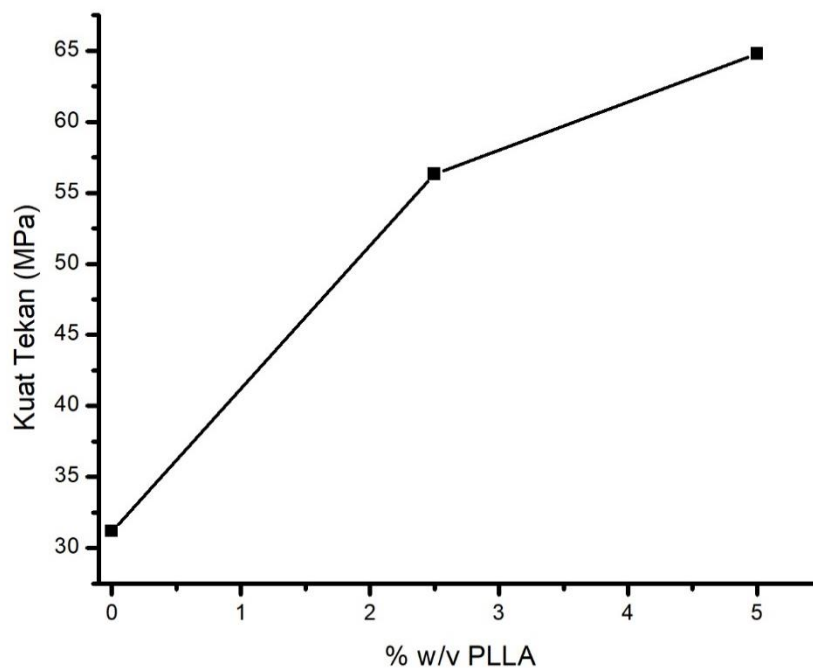


4.2.3 Analisa Sifat Mekanik

Analisa sifat mekanik lapisan coating paduan MgZn berporous dilakukan menggunakan pengujian kuat tekan. Hasil pengujian kuat tekan lapisan PLLA paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.23.

Tabel 4. 8 Hasil Kekuatan Tekan Mg3Zn35SH dengan variasi % w/v PLLA

No	Kode Sampel	PLLA (% w/v)	Kekuatan Tekan (MPa)
1	Mg3Zn35SH	0	31.17
2	Mg3Zn35SH2.5C	2.5	56.3
3	Mg3Zn35SH5C	5	64.77



Gambar 4. 24 Hasil Kekuatan Tekan Lapisan PLLA paduan MgZn berporous dengan variasi konsentrasi w/v PLLA.

Gambar 4.23 menjelaskan tentang pengaruh penambahan persen berat Zn serta persen volume NH_4HCO_3 terhadap kekuatan tekan lapisan PLLA paduan MgZn berporous. Pada Mg3Zn35SH tanpa coating memiliki nilai 31.17 MPa. Semakin banyak rasio w/v PLLA dan kloroform yang melapisi paduan MgZn berporous maka semakin tinggi nilai kuat tekan dari paduan MgZn berporous. Dapat dilihat pada Gambar 4.23 bahwa nilai kuat



tekan untuk rasio 2.5 dan 5 % w/v PLLA dan kloroform adalah 56.3 dan 64.77 MPa. Menurut Zhou, dkk 2016 yang meneliti tentang Mg berporous dengan variasi persen berat PLLA mengatakan bahwa dengan memberi perlakuan permukaan paduan Mg berporous dengan PLLA mampu meningkatkan kekuatan tekan hingga 40-100%) (Zhou, dkk 2016). Peningkatan sifat mekanik ini dipengaruhi oleh konsentrasi PLLA. Meningkatnya konsentrasi PLLA mengakibatkan struktur paduan Mg₃Zn₃₅SH menjadi lebih kuat, disarankan tingkat konsentrasi PLLA melebihi kejenuhan PLLA dalam pelarut. Berat molekul PLLA adalah salah satu sifat yang dapat mempengaruhi konsentrasi dari larutan PLLA. Lebih mudah untuk larut menggunakan PLLA dengan berat molekul rendah.

Apabila ditinjau dari pengamatan menggunakan SEM pada permukaan paduan Mg₃Zn₃₅SH dengan variasi persen w/v PLLA (2.5 dan 5% w/V), semakin banyak konsentrasi PLLA yang dilapisi pada paduan Mg₃Zn₃₅SH, maka porositas dari paduan Mg₃Zn₃₅SH akan semakin tertutupi dengan lapisan PLLA, sehingga mampu meningkatkan kekuatan tekan dari paduan Mg₃Zn₃₅SH. Pada pengamatan penampang melintang dengan menggunakan SEM, lapisan PLLA dengan 2.5% w/v akan memasuki celah celah porous pada Mg₃Zn₃₅SH sehingga lapisan yang terbentuk di permukaan akan semakin tipis, hal ini dikarenakan rendahnya viskositas dari lapisan PLLA dengan 2.5% w/v. tetapi pada lapisan PLLA 5% w/v hanya sedikit PLLA yang mampu memasuki celah porous dari paduan Mg₃Zn₃₅SH, sehingga lapisan yang terbentuk pada permukaan akan semakin tebal, yang disebabkan karena viskositas dari lapisan PLLA 5% w/v lebih tinggi dibandingkan dengan PLLA 2.5% w/v.

Dapat dilihat pada hasil EDX pada penampang melintang dari paduan Mg₃Zn₃₅SH dengan variasi persen w/v, bahwa persebaran unsur C dan O pada lapisan dengan 2.5% w/v PLLA tidak hanya terdapat di permukaan sampel saja, tetapi mampu memasuki celah porous dari Mg₃Zn₃₅SH. Tetapi, pada lapisan PLLA 5% w/v persebaran unsur C dan O sebagian besar terdapat di permukaan Mg₃Zn₃₅SH, dan hanya sedikit yang



mampu memasuki celah porous dari Mg3Zn35SH. Jika dibandingkan dengan nilai kekuatan tekan cancellous bone untuk orang dewasa menurut Pal, 2014 (27-82 MPa), maka semua parameter variasi persen volume w/v memenuhi kriteria sebagai implant untuk aplikasi ortopedi.

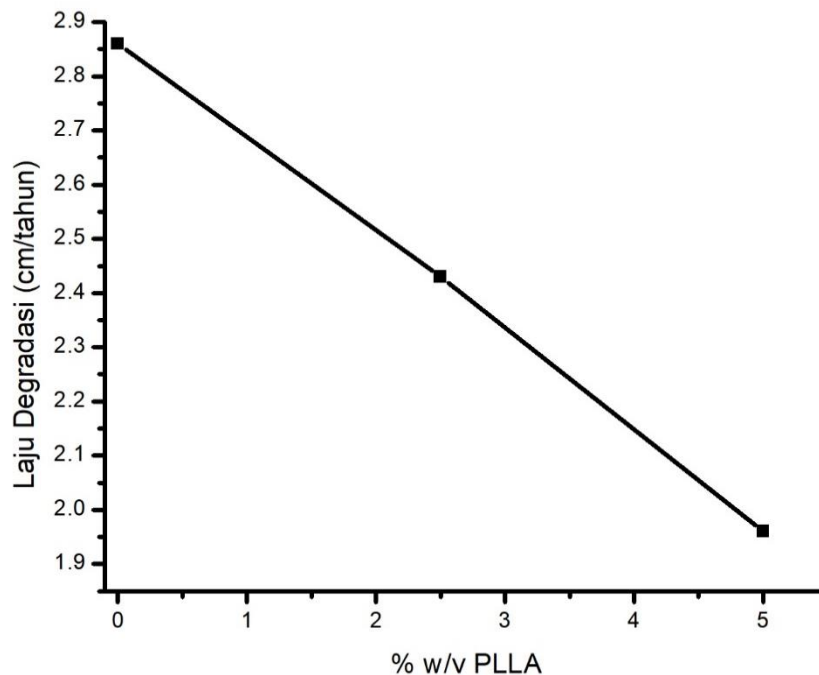
4.2.4 Analisa Laju Degradasi

Sama seperti paduan MgZn berporous, analisa laju degradasi lapisan PLLA paduan MgZn berporous juga dilakukan menggunakan immersion test dan pengujian potensiostatik. Hasil immersion test pada lapisan PLLA paduan MgZn berporous dapat dilihat pada Gambar 4.24.

Gambar 4.24 menjelaskan tentang pengaruh rasio w/v PLLA dan kloroform pada lapisan paduan MgZn berporous terhadap perilaku degradasi permukaan paduan Mg3Zn35SH yang dilapisi PLLA dengan berbagai variasi persen w/v setelah perendaman dengan SBF. Pada rasio lapisan 0% w/v PLLA dan kloroform nilai laju degradasi paduan MgZn berporous menjadi 2.86 ± 0.061 cm/tahun. seiring dengan bertambahnya % w/v maka laju degradasi paduan MgZn berporous menjadi berkurang. Dapat dilihat dari Gambar 4.15 bahwa nilai laju degradasi 2.5 dan 5 % w/v PLLA adalah 2.43 ± 0.078 dan 1.96 ± 0.135 cm/tahun.

Tabel 4. 9 Hasil Laju Degradasi Mg3Zn35SH dengan Variasi % w/v PLLA pada Larutan SBF

No	Kode Sampel	PLLA (% w/v)	Laju Degradasi (cm/tahun)
1	Mg3Zn35SH	0	2.86
2	Mg3Zn35SH2.5C	2.5	2.43
3	Mg3Zn35SH5C	5	1.96

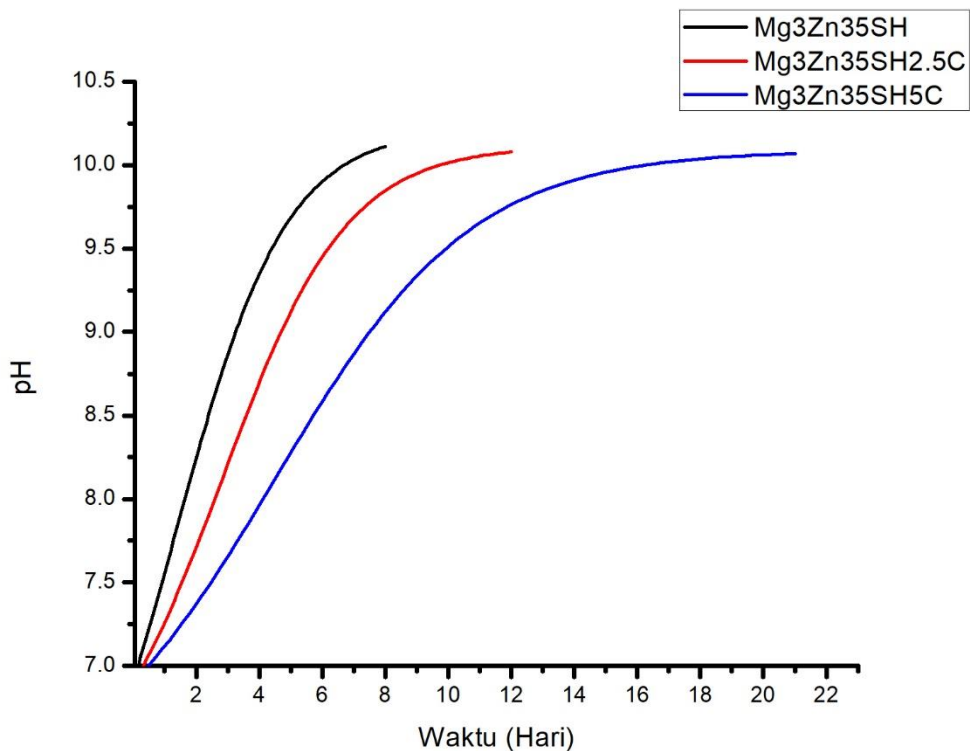


Gambar 4. 25 Hasil immersion test lapisan PLLA paduan MgZn berporous yang telah direndam di dalam SBF pada 37°C pada variasi w/v PLLA

Paduan yang dilapisi berlangsung tanpa cacat selama 5hari setelah terpapar elektrolit. Sampel yang dilapisi PLLA berlangsung selama 21 hari hingga sampel terdegradasi sempurna. Selama terpapar pada larutan SBF, beberapa gelembung diamati muncul dari permukaan pada hari keempat. Pembentukan gas ini mungkin telah menembus lapisan polimer menengah. Ghali, dkk mengatakan bahwa hasil ini mungkin karena reaksi magnesium selama proses degradasi. Reaksi elektrokimia menyebabkan pelarutan Mg ke Mg^{2+} , yang dalam kombinasi dengan ion H^+ menyebabkan reaksi kimia (Ghali dkk, 2004). Lapisan Mg3Zn35SH menunjukkan delaminasi dan blistering, bentuk paling umum dari kegagalan yang ditemukan pada lapisan organic, masing masing perilaku pelapis melepuh yang dibuat menggunakan kloroform terkait dengan jumlah pelarut residu dan ketebalan yang lebih kecil juga, yang menyebabkan elektrolit untuk menyebar ke dalam polimer. Degradasi menyebar di bawah lapisan, menghasilkan pembentukan produk korosi yang dapat mengurangi adhesi dan menyebabkan kegagalan lapisan.

Nilai pH dari larutan SBF dimana paduan MgZn direndam dapat

diamati pada Gambar 4.25 Nilai pH dari semua larutan cenderung meningkat pada 4 hari pertama, dan kemudian tetap pada nilai semistabil. Perubahan pH untuk paduan MgZn uncoated lebih tinggi dari paduan MgZn yang dilapisi PLLA. diketahui bahwa jumlah ion Cl yang berbeda dalam komposisi kimia larutan dan nilai pH awal yang berbeda mengarah ke perilaku degradasi yang berbeda dari paduan MgZn.



Gambar 4. 26 Nilai pH SBF Paduan Mg3Zn35SH pada variasi % w/v selama waktu perendaman

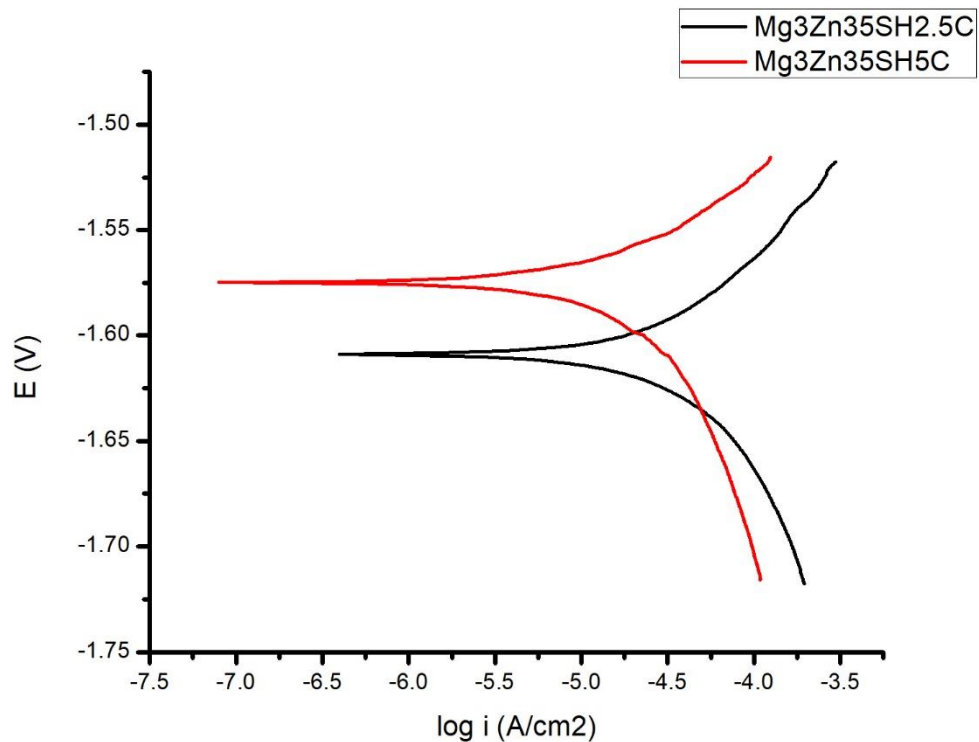
Paduan MgZn tanpa dilapisi menunjukkan degradasi yang sangat cepat. Namun, paduan MgZn yang dilapisi PLLA mampu mempertahankan struktur berporous selama empat hari pencelupan. Serangan degradasi pada sampel dengan lapisan PLLA lebih kecil daripada paduan MgZn yang tidak dilapisi. Degradasi pada paduan Mg3Zn35SH dengan 2.5 dan 5 % w/v (Mg3Zn35SH2.5C dan Mg3Zn35SH5C) disertai dengan alkalisasi dari larutan SBF karena produksi ion hidroksida (OH^-). Tingginya proporsi ion



hidroksida mendukung pembentukan magnesium hidroksida (persamaan 4.4), yang pada gilirannya bertindak sebagai lapisan pelindung terhadap korosi. Magnesium hidroksida terganggu oleh ion klorida dengan pelepasan OH^- (persamaan 4.5) (Yazdimamagani, dkk 2014).



Lapisan $\text{Mg}(\text{OH})_2$ dan pengendapan ion di permukaan menyebabkan penambahan berat MgZn. Meskipun $\text{Mg}(\text{OH})_2$ sedikit larut dalam air, degradasi yang ketat terjadi dalam media fisiologis berair ketika $\text{Mg}(\text{OH})_2$ bereaksi dengan Cl untuk membentuk magnesium klorida yang sangat larut (MgCl_2) dan ion OH^- (persamaan 4.5). Menurut Gambar. 4.25, tingkat degradasi paduan MgZn berporous secara signifikan dipengaruhi oleh perlakuan permukaan yang berbeda. Lapisan PLLA bertindak sebagai lapisan penghalang di permukaan untuk menghindari degradasi MgZn yang cepat. Gelembung hidrogen mungkin memiliki peran menghilangkan produk degradasi dari permukaan sehingga menurunkan berat badan untuk Mg3Zn35SH yang tidak dilapisi. Karena pembentukan ion OH^- sesuai dengan persamaan 4.5, pH sampel naik dengan cepat dalam empat hari pertama. Perlu dicatat bahwa perubahan berat disebabkan oleh substrat MgZn dan lapisan PLLA dimana lapisan dapat menurunkan laju degradasi. Kenaikan yang lebih lambat dalam nilai pH larutan untuk sampel berlapis PLLA menunjukkan pelarutan kimia yang relatif lambat (Witecka, dkk 2016).



Gambar 4. 27 Kurva Polarisasi Variasi Paduan Mg3Zn35SH dengan Variasi % w/v PLLA pada Larutan SBF

Tabel 4. 10 Hasil Pengujian Potensiostatik Paduan Mg3Zn35SH dengan Variasi % w/v PLLA pada larutan SBF

Kode Sampel	PLLA (% w/v)	Ecorr	Icorr	Laju Korosi (mm/tahun)
Mg3Zn35SH	0	-693.67 mV	7.05 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	1.35
Mg3Zn35SH2.5C	2.5	-376.09 mV	28.127 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	1.2
Mg3Zn35SH5C	5	-904.85 mV	5.34 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$	0.4

Selain dianalisa menggunakan uji perendaman (immersion test), paduan Mg3Zn35SH yang telah dilapisi dengan variasi persen w/v PLLA juga dianalisa menggunakan kurva polarisasi potensiostatik. Pada pengujian ini didapatkan nilai Ecorr dan Icorr,. Nilai parameter ini merupakan indikasi ketahanan laju korosi. Kurva polarisasi potensiostatik dari Mg3Zn35SH dengan variasi persen w/v (2.5 dan 5%) lapisan PLLA ditunjukkan pada



Gambar 4. Ketahanan korosi dari sampel yang dilapisi meningkat jauh dibandingkan dengan sampel yang tidak dilapisi. Dibandingkan dengan Mg3Zn35SH tanpa lapisan, potensi korosi sampel mengalami peningkatan pada Mg3Zn35SH dengan 2.5% w/v PLLA (Mg3Zn35SH2.5C) masing masing sebesar -693.67 dan -376.09 mV. Namun pada Mg3Zn35SH dengan 5% w/v PLLA (Mg3Zn35SH5C) mengalami penurunan potensi korosi sebesar -904.85 mV. Namun, arus korosi pada Mg3Zn35SH5C mengalami penurunan jika dibandingkan dengan Mg3Zn35SH, yaitu masing-masing 7.05 dan 5.34 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$. Sebaliknya pada Mg3Zn35SH2.5C nilai arus korosi mengalami peningkatan sebesar 28.127 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$.

Nilai Ecorr dan Icorr ini berdampak pada nilai laju degradasi dari Mg3Zn35SH yang telah dilapisi PLLA dengan variasi % w/v (2.5 dan 5). Dapat dilihat pada Tabel 4. Sampel Mg3Zn35SH yang tidak dilapisi dengan PLLA memiliki laju degradasi sebesar 1.35 mm/tahun. Nilai laju degradasi ini semakin menurun dengan ditambahkannya lapisan PLLA pada Mg3Zn35SH. Terbukti pada sampel Mg3Zn35SH2.5C dan Mg3Zn35SH5C memiliki nilai laju degradasi, masing masing 1.2 dan 0.4 mm/tahun. Hasil serupa juga dapat dilihat pada analisa perhitungan laju degradasi menggunakan immersion test.

Menurut Hay, dkk pada tahun 2013 mengatakan bahwa proses pelapisan dengan metode pencelupan (dip coating) akan mengurangi porositas pada substrat dan dapat menurunkan koefisien difusi molekul air melalui lapisan polimer dan menghambat antarmuka langsung dengan substrat (Hay, dkk 2013). Hal ini dapat ditinjau pada hasil SEM dari Mg3Zn35SH2.5C dan Mg3Zn35SH5C yang menunjukkan lapisan PLLA mampu mengurangi porous yang terbentuk pada Mg3Zn35SH dan melindungi permukaan paduan dari larutan SBF. Sehingga ketahanan korosi yang diperoleh dan tingkat degradasi paduan MgZn berporous mampu berpotensi sebagai material implant dengan pelapisan PLLA sebanyak 5% w/v.



Halaman Sengaja Dikosongkan

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Paduan MgZn berporous telah berhasil difabrikasi dengan menggunakan metode metalurgi serbuk. Pada penelitian ini penambahan persen berat Zn mampu meningkatkan sifat mekanik (kekuatan tekan) pada paduan MgZn berporous. Hal ini disebabkan karena unsur Zn mampu larut di dalam Mg, sehingga membentuk fasa dominan α -Mg dan fasa sekunder MgZn yang mampu meningkatkan sifat mekanik dari paduan MgZn berporous. Tidak hanya meningkatkan sifat mekanik dari paduan MgZn berporous, penambahan Zn mampu mengurangi laju degradasi paduan MgZn berporous pada penambahan Zn tertentu, yaitu 3 wt% Zn. Namun, penambahan NH_4HCO_3 sebagai space holder menurunkan sifat mekanik khususnya kekuatan tekan dan menaikkan laju degradasi karena semakin besar porous yang terbentuk pada paduan MgZn berporous. Oleh karena itu, Hasil yang terbaik untuk diaplikasikan sebagai implan tulang yang memiliki sifat biodegradable adalah paduan Mg dengan penambahan persen berat Zn sebanyak 3 wt% dan penambahan persen volume NH_4HCO_3 sebanyak 35 % (Mg3Zn35SH).

Selanjutnya, pada paduan Mg3Zn35SH dilakukan perlakuan permukaan menggunakan PLLA. Pelapisan PLLA mampu meningkatkan sifat mekanik (kekuatan tekan) dan menurunkan laju degradasi dari paduan Mg3Zn35SH. Hal ini disebabkan karena PLLA yang terlapis mampu menutupi permukaan dan porous yang terbentuk pada Mg3Zn35SH. Hal ini terbukti pada pengujian SEM yang menunjukkan permukaan Mg3Zn35SH tertutupi oleh PLLA dan lapisan PLLA pun masuk ke celah celah porous, sehingga mampu melindungi PLLA dari degradasi di dalam SBF dan meningkatkan sifat mekanik PLLA.



5.2 Saran

Pada penelitian ini ada beberapa saran yang ingin penulis sampaikan bahwa:

1. Sebaiknya removal sapce holder dilakukan pada furnace yang berbeda, sehingga gas yang dialihkan dari dekomposisi NH_4HCO_3 bisa menghilangkan dan tidak membekas di permukaan sampel
2. Sebainya proses dip coating dilakukan dengan dip coater sehingga lapisan bisa lebih presisi
3. Dilakukan uji vitro menggunakan media kultur sel untuk mengetahui biokompatibilitas dari paduan MgZn berporous.

DAFTAR PUSTAKA

- American Society of Metals. Metals Handbook-Volume 13 Corrosion. 1987. 9 ed.
- American Society for Testing Materials. *Standard B 925-03 Standard Practices for Production and Preparation of Powder Metallurgy (P/M) Test* (2003).
- American Society for Testing Materials. *Standard C 20- Test Methods for Apparent Porosity, Water Absorption, Apparent Specific Shapes Gravity, and Bulk Density of Burned Refractory Brick and by Boiling Water* (2000)
- American Society for Testing Materials. *Standard E 9-Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperatur* (1989)
- Agarwal, S., Curtin, J., Duffy, B. dan Jaiswal, S., 2016. Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopaedic Applications: A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifications. *Materials Science and Engineering C*, pp. 1-66.
- Amigo, V., Reig, L., Busquets, D J., Ortiz, J L., dan Calero, J A. 2011. Analysis of Bending Strength of Porous Titanium Processed by Space Holder Method. *Powder Metallurgy*, Volume 54, pp. 67-70.
- Arifvianto, B., 2014. Fabrication of Metallic Biomedical Scaffolds with the Space Holder Method; A Review. *Materials*, pp. 1944-1996.
- Arifvianto, B. dan Zhou, J., 2014. Fabrication of Metallic Biomedical Scaffolds with the Space Holder Method: A Review. *Materials*, Volume 7, pp. 3588-3622.
- Avedesian, M. M., dan Baker, H. 1999. *ASM Specialty Handbook, Magnesium and Magnesium Alloys*. OH: ASM International, Materials Park.
- Bakan, H., 2006. A Novel Water Leaching and Sintering Process for Manufacturing Highly Porous Stainless Steel. *Scripta Materiala*, Volume 55, pp. 203-206.
- Bakhsheshirad, H R., Idris, M H., Abdul-Kadir, M R., Ourdjini, A., Medraj, M., Daroonparvar, M., dan Hamzah, E. 2014. Mechanical and bio-corrosion properties of quaternary Mg–Ca–Mn–Zn. *Materials and Design*, Volume 53, pp. 283-292.
- Banhart, J., 2001. Manufacture, Characterisation and Application of Cellular Metals and Metal Foams. *Progress in Materials Science*, Volume 46, pp.



559-632.

- Boehlert, C. J. dan Knittel, K., 2006. The microstructure, tensile properties, and creep behavior of Mg-Zn alloys containing 0-4.4 wt.% Zn. *Materials Science and Engineering A-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 417(1-2), pp. 315-321.
- Bowen, P. K., Drelich, J. dan Goldman, J., 2013. A New In Vitro–In Vivo Correlation For Bioabsorbable Magnesium Stents from Mechanical Behavior. *Materials Science and Engineering: C*, 33(8), pp. 5064-5070.
- Bram, M., Stiller, C., Buchkremer, H P., Stover, D., dan Baur, H. 2000. High Porosity Titanium, Stainless Steel and Superalloy Parts. *Advanced Engineering Materials*, Volume 2, pp. 196-199.
- Brar, H. S., Wong, J. dan Manuel, M. V., 2012. Investigation of the mechanical and degradation properties of Mg-Sr and Mg-Zn-Sr alloys for use as potential biodegradable implant materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 7, pp. 87-95.
- Brinker, C J., Hurd, A J., Frye, G C., Schunk, P R., dan Ashley, C S. 1991. Sol-Gel Thin film Formation. *Journal of the Ceramic Society of Japan*, Volume 99, pp. 862-877.
- BS EN ISO 10993-15 *Biological evaluation of medical devices Part 15: Identification and quantification of degradation products from metals and alloys* (2009) British Standard.
- Cai, S. H., Lei, T., Li, N. F. dan Feng, F. F., 2012. Effects of Zn on microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of Mg-Zn alloys. *Materials Science and Engineering C-Materials for Biological Applications*, 32(8), pp. 2570-2577.
- Capek, J. dan Vojtech, D., 2014. Effect of Sintering Conditions on the Microstructural and Mechanical Characteristics of Porous Magnesium Materials Prepared by Powder Metallurgy. *Materials Science and Engineering C*, Volume 35, pp. 21-28.
- Cay, H., Xu, H. dan Li, Q., 2013. Mechanical behavior of porous magnesium/alumina composites with high strength and low density. *Materials Science and Engineering Part A*, Volume 574, pp. 137-142.



- Chen, D Y., He, Y H., Tao, H R., Zhang, Y., Jiang, Y., Zhang, X N., dan Zhang, S X. Biocompatibility of magnesium-zinc alloy in biodegradable orthopedic implants. *International Journal of Molecular Medicine*, 28(3), pp. 343-348.
- Chen, L J., Li, T., Li, Y M., He, H., Hu, Y H. 2009. Porous Titanium Implants Fabricated by Metal Injection Molding. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, Volume 19, pp. 1174-1179.
- Choi, Y., Salman, S., Kuroda, K. dan Okido, M., 2012. Improvement in Corrosion Characteristic of AZ31 Mg Alloy by Square Pulse Anodizing Between Transpassive and Active Regions. *Corrosion Science*, Volume 64, pp. 5-11.
- Dabrowski, B., Swieszkowski, W., Godlinski, D. dan Kurzydowski, K. J., 2010. Highly Porous Titanium Scaffolds for Orthopaedic Applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, Volume 95, pp. 53-61.
- Dezfuli, S. N., Sadrnezhad, S. K., Shokrgozar, M. A. dan Bonakdar, S., 2012. Fabrication of Biocompatible Titanium Scaffolds Using Space Holder Technique. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 23, pp. 2483-2488.
- Dizlek, M. E., Guden, M., Turkan, U. dan tasdemirci, A., 2009. Processing and Compression Testing of Ti6Al4V Foams for Biomedical Applications. *Journal of Materials Science*, Volume 44, pp. 1512-1519.
- Ella, V., Kellomaki, M. dan Tormali, P., 2005. In vitro properties of PLLA screws and novel bioabsorbable implant with elastic nucleus to replace intervertebral disc. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 16, pp. 655-662.
- Esen, Z. dan Bor, S., 2007. Processing of Titanium Foams Using Magnesium Spacer Particles. *Scripta Materiala*, Volume 56, pp. 341-344.
- Fontana, M. G. dan Stactile, W., 1970. *Corrosion Science and Technology*. London: Plenum Press.
- Ghali, E., Dietzel, W. dan Krainer, K. U., 2004. General and Localized Corrosion



- of Magnesium Alloys: A Critical Review. *Journal Materials Engineering and Performance*, Volume 13, pp. 7-23.
- Gupta, M. dan Meenashisundaram, G. K., 2015. *Insight into Designing Biocompatible Magnesium Alloys and Composites*. Singapore: Springer.
- Gupta, M. dan Sharon, N. M. L., 2011. *Magnesium, Magnesium Alloys, and Magnesium Composites*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Gu, X N., Zheng, Y F., Lan, Q X., Cheng, Y., Zhang, Z X., Xi, T F. 2009. Surface modification of an Mg-1Ca alloy to slow down its biocorrosion by chitosan. *Biomedical Materials*, Volume 4, pp. 441-449.
- Hao, G. L., Han, F. S. dan Li, W. D., 2008. Processing and Mechanical Properties of Magnesium Foams. *Journal of Porous Materials*, Volume 16, pp. 251-256.
- Hay, A. A., Barakat, N. A. M. dan Lim, J. K., 2013. Influence of Electrospinning and Dip-Coating Techniques on the Degradation and Cytocompatibility of Mg-Based Alloy. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, Volume 420, pp. 37-45.
- He, W. W., Zhang, E. L. dan Yang, K., 2010. Effect of Y on the Biocorrosion Behaviour of Extruded Mg-Zn-Mn Alloy in Hank's Solution. *Materials Science and Engineering C- Materials for Biological Applications*, 30(1), pp. 167-174.
- He, Y., Tao, H R., Zhang, Y., Jiang, Y., Zhang, S X., Zhao, C L., Li, J N., Zhang, B L., Song, Y., dan Zhang, X N. 2009. Biocompatibility of bio-Mg-Zn alloy within bone with heart, liver, kidney and spleen. *Chinese Science Bulletin*, 54(3), pp. 484-491.
- Hong, T. F., Guo, Z. X. dan Yang, R., 2008. Fabrication of Porous Titanium Scaffold Materials by a Fugitive Filler Method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 19, pp. 3489-3495.
- Hornberger, H., Virtanen, S. dan Boccaccini, A. R., 2012. Biomedical coatings on magnesium alloys - A review. *Acta Biomaterials*, Volume 8, pp. 20-30.
- Hurtmacher, D. W., 2000. Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. *Biomaterials*, Volume 21, pp. 2529-2543.
- Hynes, R. O., 1992. Integrins—Versatility, modulation, and signaling in cell-



- adhesion. *Cell*, 69(1), pp. 11-25.
- Jain, N., Ottino, J. M. dan Lueptow, R. M., 2005. Regimes of Segregation and Mixing in Combined Size and Density Granular Systems. *Granular Matter*, Volume 7, pp. 69-81.
- Jakubowicz, J., Adamek, G. dan Dewidar, M., 2013. Titanium Foam Made with Saccharose as a Space Holder. *Journal of Porous Materials*, Volume 20, pp. 1137-1141.
- Jiang, D M., Cao, Z Y., Sun, X., Guo, L., dan Liu, J G. 2013. Effect of yttrium addition on microstructure and mechanical properties of Mg-Zn-Ca alloy. *Materials Research Innovations*, Volume 17, pp. 33-38.
- Kang, M H., Jung, H D., Kim, S W., Lee, S M., Kim, H E., Estrin, Y., Koh, Y H. 2013. Production and Bio-corrosion Resistance of Porous Magnesium with Hydroxyapatite Coating for Biomedical Application. *Materials Letter*, Volume 108, pp. 122-124.
- Kaur, G., 2017. *Biodegradable metals as bioactive materials. In Bioactive Glasses: Potential Biomaterials for Future Therapy*. Cham, Switzerland: Springer International Publishing.
- Kim, S W., Jung, H D., Kang, M H., Kim, H E., Koh, Y H; Estrin, Y. 2013. Fabrication of Porous Titanium Scaffold with Controlled Porous Structure and Net-Shape Using Magnesium as Spacer. *Materials Science and Engineering: C*, Volume 2808-2815, p. 33.
- Kokubo, T. dan Takadama, H., 2006. How Useful is SBF in Predicting In Vivo Bone Bioactivity. *Biomaterials*, Volume 27, pp. 2907-2915.
- Krezel, A. dan Maret, W., 2016. The biological inorganic chemistry of zinc ions. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, Volume 611, pp. 3-19.
- Kubasek, J. D., Vojtech, D. dan Pospisilova, I., 2012. Structural and corrosion characterization of biodegradable Mg-Zn alloy castings. *Kovove Materialy-Metallic Materials*, 50(6), pp. 415-424.
- Kubasek, J. dan Vojtech, D., 2013. Structural characteristics and corrosion behavior of biodegradable Mg-Zn, Mg-Zn-Gd alloys. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 24(7), pp. 1615-1626.



- Kwok, P. J., Oppenheimer, S. M. dan Dunand, D. C., 2008. Porous Titanium by Electro-chemical Dissolution of Steel Space-Holder. *Materials Science and Engineering: A*, Volume 10, pp. 820-825.
- Laptev, A., Bram, M., Buchkremer, H. P. dan Stover, D., 2004. Study of Production Route for Titanium Parts Combining Very High Porosity and Complex Shape. *Powder Metallurgy*, Volume 47, pp. 85-92.
- Li, C. F., Zhu, Z. G. dan Liu, T., 2005. Microhardness of Pore Walls in Porous Titanium Prepared with Novel Powder Metallurgy. *Powder Metallurgy*, Volume 48, pp. 237-240.
- Li, D. S., Zhang, Z. P., Ma, X. dan Zhang, X. P., 2009. Space Holder Engineered Porous NiTi Shape Memory Alloys with Improved Pore Characteristics and Mechanical Properties. *Journal of Alloys and Compounds*, Volume 474, pp. L1-L5.
- Li, G Y., Lian, J S., Niu, L Y., Jiang, Z H., dan Jiang, Q. 2006. Growth of Zinc Phosphate Coatings on AZ91D Magnesium Alloy. *Surface and Coatings Technology*, 201(3-4), pp. 1814-1820.
- Li, J., Cao, P., Zhang, X., Zhang, S., dan He, Y. 2010. In vitro degradation and cell attachment of a PLGA coated biodegradable Mg-6Zn based alloy. *Journal of Materials Science*, 45(22), pp. 6038-6045.
- Liu, D., Ding, Y., Guo, T., Qin, X., Guo, C., Yu, S., dan Lin, S. 2014. Influence of Fine-Grain and Solid-Solution Strengthening on Mechanical Properties and In Vitro Degradation of WE43 Alloy. *Biomedical Materials*, Volume 9, pp. 150-164.
- Liu, Y., Li, Y. X., dan Zhang, H. W. 2005. Evaluation of Porosity in Lotus-Type Porous Magnesium Fabricated by Metal/ Gas Eutectic Unidirectional Solidification. *Materials Science and Engineering*, Volume A 402, pp. 47-54.
- Manonukul, A., Muenya, N., Leaux, F. Dan Amaranan, S. 2010. Effect of Replacing Metal Powder with Powder Space Holder on Metal Foam Produced by Metal Injection Moulding. *Journal of Porous Materials*, Volume 210, pp. 529-535.
- Mansourighasri, A., Muhamad, N. dan Sulong, A. B. 2012. Processing Titanium



-
- Foams Using Tapioca Starch as a Space holder. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 212, pp. 83-89.
- Mondal, D P., Dutta, M J., Badkul, A., Jha, A K., Khare, A K., Jha, N. 2013. Highly Porous Open Cell Ti-Foam Using NaCl as Temporary Space Holder Through Powder Metallurgy Route. *Materials and Design*, Volume 47, pp. 810-819.
- Nagarajan, S. dan Reddy, B. S. R., 2009. Bio-absorbable polymers in implantation—An overview. *Journal of Scientific and Industrial Research*, Volume 68, pp. 993-1009.
- Nampoothiri, K. M., Nair, N. R. dan John, R. P., 2010. An overview of the recent developments in polylactide (PLA) research. *Bioresource Technology*, Volume 101, pp. 8493-8501.
- Nicole, O., Boeun, L., Nathan, E., Benjamin, C., Sangeeta, K., Abhijit, R., Prashant, N K. 2013. Corrosion protection and improved cytocompatibility of biodegradable polymeric layer-by-layer coatings on AZ31 magnesium alloys. *Acta Biomateriala*.
- Niu, W., Bai, C., Qiu, G. dan Wang, Q., 2009. Processing and Properties of Porous Titanium Using Space Holder Technique. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 506, pp. 148-151.
- Niu, W., Gill, S., Dong, H. dan Bai, C., 2010. A Two-Scale Model for Predicting Elastic Properties of Porous Titanium Formed with Space-Holders. *Computational Materials Science*, Volume 50, pp. 172-178.
- Oh, I. H., Nomura, N. dan Hanada, S., 2002. Microstructures and Mechanical Properties of Porous Titanium Compacts Prepared by Powder Sintering. *Materials Transactions*, Volume 43, pp. 443-446.
- Pal, S., 2014. *Design of Artificial Human Joints & Organs*. New York: Springer.
- Paul, W. dan Sharma, C. P., 2006. Nanoceramic matrices: Biomedical applications. *American Journal of Biochemistry and Biotechnology*, 2(2), pp. 41-48.
- Peng, Q M., Li, X J., Ma, N., Liu, R P., dan Zhang, H J. 2012. Effects of backward extrusion on mechanical and degradation properties of Mg-Zn biomaterial. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 10,
-



pp. 128-137.

- Serre, C M., Papillard, M., Chavassieux, P., Voegel, J C., dan Boivin, G. 1998. Influence of magnesium substitution on a collagen-apatite biomaterial on the production of a calcifying matrix by human osteoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(4), pp. 626-633.
- Seyedraoufi, Z. S. dan Mirdamadi, S., 2013. Synthesis, Microstructure and Mechanical Properties of Porous Mg-Zn Scaffolds. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, Volume 21, pp. 1-8.
- Sharma, M., Gupta, G. K., Modi, O. P. dan Prasad, B. K., 2013. PM Processed Titanium Foam: Influence of Morphology and Content of Space Holder on Microstructure and Mechanical Properties. *Powder Metallurgy*, Volume 56, pp. 55-60.
- Shi, Z., Song, G. L. dan Atrens, A., 2006. Corrosion Resistance of Anodised Single-Phase Mg Alloys. *Surface and Coatings Technology*, Volume 201, pp. 492-503.
- Shreir, L. L., Jarman, R. A. dan Burstein, G. T., 1944. *Corrosion-Volume 1*. 3 ed. s.l.:Buterworth-Heinemann.
- Song, G. dan Atrens, A., 2003. Understanding Magnesium Corrosion- A Framework for Improved Alloy Performance. *Advanced Engineering Materials*, 5(12), pp. 837-858.
- Song, G. L., Atrens, A., Wu, X. L. dan Zhang, B., 1998. Corrosion Behaviour of AZ21, AZ501 and Az91 in Sodium Chloride. *Journal of Corrosion Science*, Volume 40, pp. 1769-1791.
- Song, Y W., Han, E H., Shan, D., Yim, C D., dan You, B S. 2012. The Effect of Zn Concentration on the Corrosion Behavior of Mg-xZn Alloys. *Corrosion Science*, Volume 65, pp. 322-330.
- Song, Y. W., Shan, D. Y., Chen, R. S. dan Han, E. H., 2010. Effect of second phases on the corrosion behaviour of wrought Mg-Zn-Y-Zr alloy. *Corrosion Science*, 52(5), pp. 1830-1837.
- Staiger, M. P., Pietak, A. M., Huadmai, J. dan Dias, G., 2006. Magnesium and Its Alloys as Orthopedic Biomaterials: A Review. *Biomaterials*, 27(9), pp. 1728-1734.
-



- Tang, P. dan Puri, V. M., 2004. Methods for Minimizing Segregation: A Review.. *Particulate Science and Technology*, Volume 22, pp. 321-337.
- Tapiero, H. dan Tew, K. D., 2003. Trace Elements in Human Physiology and Pathology: Zinc and Metallothioneins. *Biomedicine & Pharmacotherapy*, 57(9), pp. 399-411.
- Thomas, S., Birbilis, N., Venkatraman, M. S. dan Cole, I. S., 2012. Corrosion of zinc as a function of pH. *Journal of Scientific and Engineering*, p. 68.
- Torres, Y., Pavon, J. J. dan Rodriguez, J. A., 2012. Processing and Characterization of Porous Titanium for Implants by Using NaCl as Space Holder. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 212, pp. 1061-1069.
- Tuncer, N., Arslan, G., Maire, E. dan Salvo, L., 2011. Investigation of Spacer Size Effect on Architecture and Mechanical Properties of Porous Titanium. *Materials Science and Engineering A*, Volume 530, pp. 633-642.
- Tuomo, P., Matti, L., Hannu, P., Pentti, R., Henna, N., dan Pertti, T. 2004. Fixation of distal femoral osteotomies with self-reinforced poly(L/DL)lactide 70:30/bioactive glass composite rods. An experimental study on rats.. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 15, pp. 275-281.
- Vojtech, D., Kubasek, J., Serak, J. dan Novak, P., 2011. Mechanical and corrosion properties of newly developed biodegradable Zn-based alloys for bone fixation. *Acta Biomaterialia*, 7(9), pp. 3515-3522.
- Wei, S., Zhu, T., Hou, H., Kim, J., Kobayashi, E., Sato, T., Hodgson, M., dan Gao, W. 2014. Effects of Pb/Sn additions on the age-hardening behaviour of Mg-4Zn alloys. *Materials Science and Engineering: A*, Volume 597, pp. 52-61.
- Wen, C E., Mabuchi, M., Yamada, Y., Shimojima, K., Chino, Y., dan Asahina, T. 2001. Processing of Biocompatible Porous Ti and Mg. *Scripta Materiala*, Volume 45, pp. 1147-1153.
- Wen, C., Yamada, Y., Shimojima, K., Chino, Y., Hosokawa, H., dan Mabuchi, M. 2004. Compressibility of Porous Magnesium Foam: Dependency on Porosity and Pore Size. *Materials Letter*, pp. 357-360.



- Witecka, A., Yamamoto, A., Idaszek, J., Chlanda, A., dan Swieszkowski, W. 2016. Influence of biodegradable polymer coatings on corrosion, cytocompatibility and cell functionality of Mg-2.0Zn-0.98Mn magnesium alloy. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, pp. 2-33.
- Witte, F., 2010. The History of Biodegradable Magnesium Implants: A Review. *Acta Biomateriala*, 6(5), pp. 1680-1692.
- Witte, F., Ulrich, H., Rudert, M. dan Willbold, E., 2007. Biodegradable Magnesium Scaffolds: Part 1: Appropriate Inflammatory Response. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 81(3), pp. 748-756.
- Xiao, L., Wang, B., Yang, G. dan Gauthier, M., 2012. Poly(Lactic Acid)-Based Biomaterials: Synthesis, Modification and Applications. In: *Biomedical Science, Engineering, and Technology*. Shanghai: InTech, pp. 247-282.
- Xu, L. dan Yamamoto, A., 2012. A. Characteristics and cytocompatibility of biodegradable polymer film on magnesium by spin coating.. *Colloids Surface B*, Volume 93, pp. 67-74.
- Yamaguchi, M., Oishi, H. dan Suketa, Y., 1987. Stimulatory effect of zinc on bone-formation in tissue-culture. *Biochemical Pharmacology*, 36(22), pp. 4007-4012.
- Yang, S. F., Leong, K. F., Du, Z. H. dan Chua, C. K., 2001. The design of scaffolds for use in tissue engineering Part 1. Traditional factors. *Tissue Engineering*, pp. 679-689.
- Yan, J., Chen, Y G., Yuan, Q L., Yu, S., Qiu, W C., Yang, C G., Wang, Z G., Gong, J F., Ai, K X., Zheng, Q., Li, J N., Zhang, S X., dan Zhang, X N. 2013. Comparison of the effects of Mg-6Zn and titanium on intestinal tract in vivo. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 24(6), pp. 1515-1525.
- Yazdimamaghani, M., Razavi, M., Vashaei, D. dan Tayebi, L., 2014. Microstructural and Mechanical Study of PCL Coated Mg Scaffolds. *Surface Engineering*, Volume 20, pp. 920-926.
- Yin, D. S., Zhang, E. L. dan Zeng, S. Y., 2008. Effect of Zn on mechanical property and corrosion property of extruded Mg-Zn-Mn alloy. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, Volume 18, pp. 763-768.



- Yin, P., Li, N F., Lei, T., Liu, L., dan Ouyang, C. 2013. Effect of Ca on Microstructure, Mechanical, dan Corrosion Properties and Biocompatibility of Mg-Zn-Ca Alloy. *Materials Science*, Volume 24, pp. 1365-1373.
- Zhang, E L., Yin, D S., Xu, L P., Yang, L., dan Yang, K. 2009. Microstructure, mechanical and corrosion properties and biocompatibility of Mg-Zn-Mn alloys for biomedical application. *Materials Science and Engineering C-Biomimetic and Supramolecular Systems*, 29(3), pp. 987-993.
- Zhang, S. X., Li, J. A. dan Song, Y., 2009. In vitro degradation, hemolysis and MC3T3-E1 cell adhesion of biodegradable Mg-Zn alloy. *Materials Science and Engineering C-Materials for Biological Applications*, 29(6), pp. 1907-1912.
- Zhang, S. X., Zhang, X. N. dan Zhao, C. L., 2010. Research on an Mg-Zn alloy as a degradable biomaterial. *Acta Biomaterialia*, 6(2), pp. 626-640.
- Zhang, X B., Yuan, G Y., Mao, L., Niu, J L., dan Ding, W J. 2012. Biocorrosion properties of as-extruded Mg-Nd-Zn-Zr alloy compared with commercial AZ31 and WE43 alloys. *Materials Letters*, 66(1), pp. 209-211.
- Zheng, Y., 2015. *Magnesium Alloys as Degradable Biomaterials*. New York: CRC Press.
- Zhou, Z., Lennon, A., Cunningham, E., Buchanan, F., Clarke, S., McCarthy, H., dan Dunne, H. 2016. Effect of Poly (caprolactone) Coating on the Properties of Three-Dimensional Printed Porous Structure. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, pp. 68-83.
- Zilberman, M. dan Eberhart, R. C., 2006. Drug-eluting bioresorbable stents for various applications.. *Annual Review of Biomedical Engineering*, Volume 8, pp. 153-180.
- Zreiqat, H., Howlett, C R., Zannettino, A., Evans, P., Schulze-Tanzil, G., Knabe, C., dan Shakibaei, M. 2002. Mechanisms of magnesium-stimulated adhesion of osteoblastic cells to commonly used orthopaedic implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 62(2), pp. 175-184.



Halaman Sengaja Dikosongkan

LAMPIRAN

Lampiran 1

A. BAHAN

1. MAGNESIUM

SIFAT	NILAI
Rumus Kimia	Mg
Densitas	1.75 g/cm ³ (20C)
Titik Boiling	1107C
Titik Melting	651C

2. SENG

SIFAT	NILAI
Rumus Kimia	Zn
Densitas	7.14 g/cm ³ (20C)
Titik Boiling	908C
Titik Melting	420C

3. NATRIUM HIDROGEN KARBONAT

SIFAT	NILAI
Rumus Kimia	NH ₄ HCO ₃
Densitas	1.59 g/cm ³ (20C)
Temperatur Dekomposisi	60C
Temperatur Melting	106C

4. PLLA

SIFAT	NILAI
Rumus Kimia	CH ₃ O(C ₆ H ₈ O ₄) _n H
Densitas	1.14 g/cm ³ (20C)
Temperatur Transition Glass	60-65C
Titik Melting	173-178C

5. LARUTAN SBF

Simulated body fluid (SBF) adalah model larutan sintetik yang banyak digunakan sebagai simulasi bagian inorganic dari plasma darah. Dalam penelitian ini SBF dibuat dengan mencampur larutan-larutan ionik seperti NaCl, NaHCO₃, KCl, K₂HPO₄.2H₂O, MgCl₂.2H₂O, HCl 1M, CaCl₂.2H₂O, Na₂SO₄,

(CH₂OH)₃CNH₂ yang dilarutkan ke dalam 1liter aquabidest. Komposisi bahan kimia penyusun larutan SBF ditunjukkan pada Tabel berikut.

Bahan	Jumlah
NaCl	7.996 gram
NaHCO ₃	0.35 gram
KCl	0.224 gram
K ₂ HPO ₄ .2H ₂ O	0.228 gram
MgCl ₂ .2H ₂ O	0.305 gram
HCl 1M	40 ml
CaCl ₂ .2H ₂ O	0.278 gram
Na ₂ SO ₄	0.071 gram
(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	6.057 gram

Pembuatan 1liter SBF dilakukan dengan pencampuran bahan bahan pada Tabel di atas yang merupakan penyusun kimia dari SBF. Pencampuran dilakukan dengan magnetic stirrer pada 500ml aquabidest. Bahan kimia dimasukkan satu per satu sesuai urutan. Satu bahan diaduk hingga larut, setelah itu ditambahkan bahan kimia berikutnya. Temperatur larutan diatur sampai 36.5C dan pH=7.4 dengan menggunakan HCl 1M yang dimasukkan 2 tetes per detik. larutan SBF disimpan pada temperatur 5-10°C dan digunakan untuk immersion test pada temperatur.

Lampiran 2

Perhitungan Massa Sampel

Volume sampel: $\pi r^2 t$

$$\pi \times 0.45^2 \times 0.5 = 0.317925 \text{ cm}^2$$

Densitas NH₄HCO₃= 1.586 g/cm²

Massa NH_4HCO_3 yang ditambahkan:

1. 35% volume NH_4HCO_3

$$m = \text{volume sampel} \times \% \text{volume } \text{NH}_4\text{HCO}_3 \times \rho \text{ } \text{NH}_4\text{HCO}_3$$

$$m = 0.317925 \times 0.35 \times 1.586$$

$$m = 0.1765 \text{ gram}$$

2. 45% volume NH_4HCO_3

$$m = \text{volume sampel} \times \% \text{volume } \text{NH}_4\text{HCO}_3 \times \rho \text{ } \text{NH}_4\text{HCO}_3$$

$$m = 0.317925 \times 0.45 \times 1.586$$

$$m = 0.2269 \text{ gram}$$

3. 55% volume NH_4HCO_3

$$m = \text{volume sampel} \times \% \text{volume } \text{NH}_4\text{HCO}_3 \times \rho \text{ } \text{NH}_4\text{HCO}_3$$

$$m = 0.317925 \times 0.55 \times 1.586$$

$$m = 0.2773 \text{ gram}$$

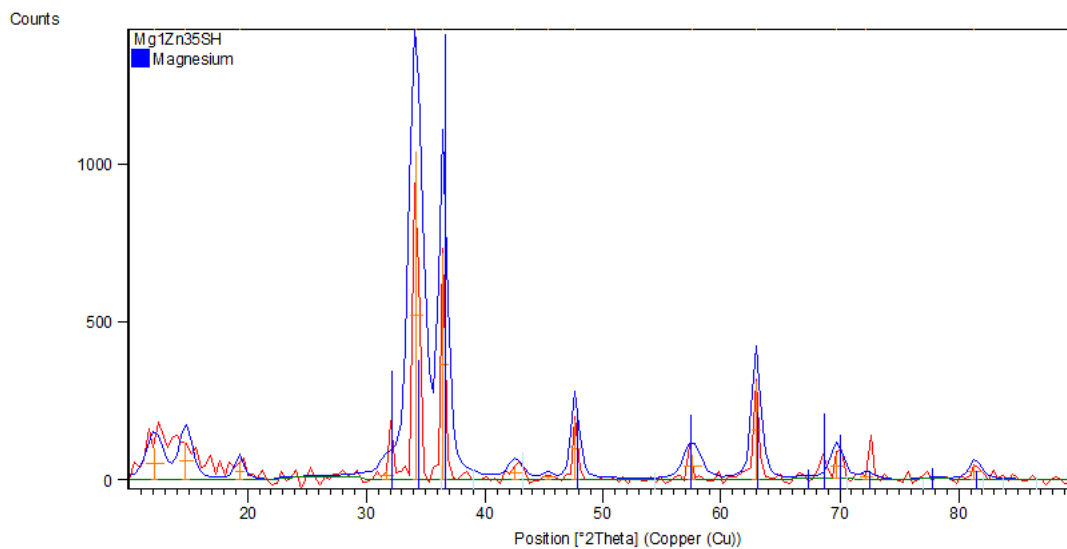
No	ρ Mg	%Mg	ρ Zn	%Zn	ρ paduan	V fraksi Mg	V Mg	Mg (gr)	V fraksi Zn	V Zn	Zn (gr)
1	1.75	0.99	7.14	0.01	1.763	0.998	0.317	0.555	0.003	0.001	0.006
2	1.75	0.99	7.14	0.01	1.763	0.998	0.317	0.555	0.003	0.001	0.006
3	1.75	0.99	7.14	0.01	1.763	0.998	0.317	0.555	0.003	0.001	0.006
4	1.75	0.97	7.14	0.03	1.791	0.993	0.316	0.552	0.008	0.002	0.017
5	1.75	0.97	7.14	0.03	1.791	0.993	0.316	0.552	0.008	0.002	0.017
6	1.75	0.97	7.14	0.03	1.791	0.993	0.316	0.552	0.008	0.002	0.017
7	1.75	0.95	7.14	0.05	1.819	0.987	0.314	0.55	0.013	0.004	0.029
8	1.75	0.95	7.14	0.05	1.819	0.987	0.314	0.55	0.013	0.004	0.029
9	1.75	0.95	7.14	0.05	1.819	0.987	0.314	0.55	0.013	0.004	0.029

Lampiran 3

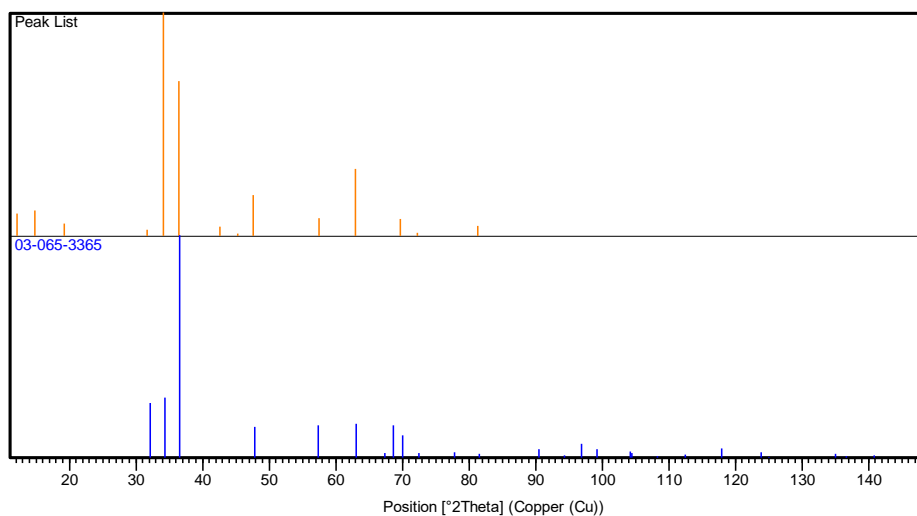
Hasil XRD Paduan MgZn berporous dengan variasi Zn dan NH_4HCO_3

Start Position [$^{\circ}2\theta$.]	10.0195	
End Position [$^{\circ}2\theta$.]	89.8185	
Step Size [$^{\circ}2\theta$.]	0.4010	
Scan Step Time [s]	40.6500	
Scan Type	Continuous	
Offset [$^{\circ}2\theta$.]	0.0000	
Divergence Slit Type	Fixed	
Divergence Slit Size [$^{\circ}$]	0.2500	
Specimen Length [mm]	10.00	
Receiving Slit Size [mm]	12.7500	
Measurement		
Temperature [$^{\circ}\text{C}$]	-273.15	Anode Material Cu
K-Alpha1 [\AA]	1.54060	
K-Alpha2 [\AA]	1.54443	
K-Beta [\AA]	1.39225	
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000	
Generator Settings	30 mA, 40 kV	
Diffractionmeter Type	XPert MPD	
Diffractionmeter Number	1	
Goniometer Radius [mm]	200.00	
Dist. Focus-		
Diverg. Slit		
[mm]	91.00	
Incident Beam		
Monochromator	No Spinning	Yes

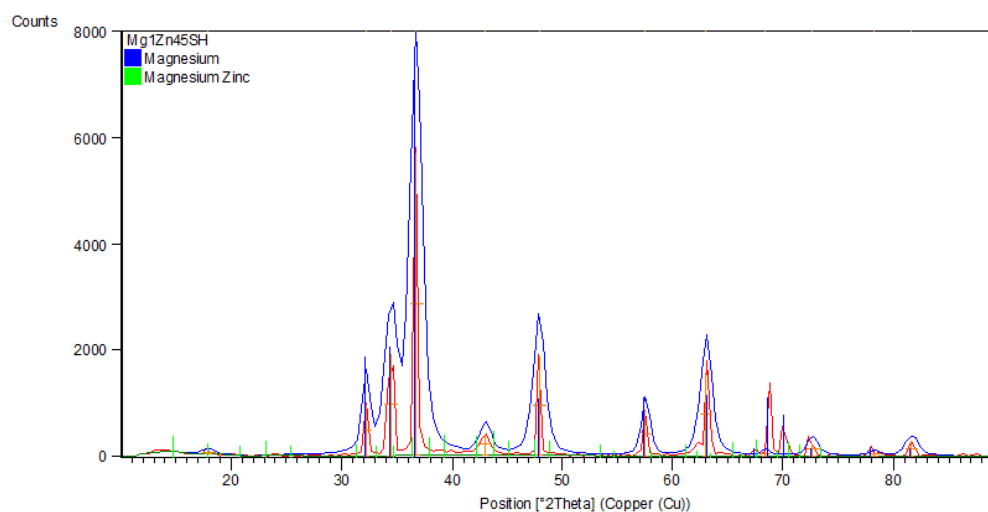
1. Mg₁Zn₃₅SH



Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]		
34.0619	558.51	0.0900	2.63001	75.27		
36.4612	742.01	0.7892	2.46430	100.00		
47.6881	206.47	0.7892	1.90709	27.83		
57.3091	497.13	0.0900	1.60637	67.00		
62.9024	430.43	0.0900	1.47631	58.01		
68.3209	215.13	0.0900	1.37183	28.99		
72.5159	465.57	0.0900	1.30245	62.74		
Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	55	Magnesium	0.000	0.987	Mg



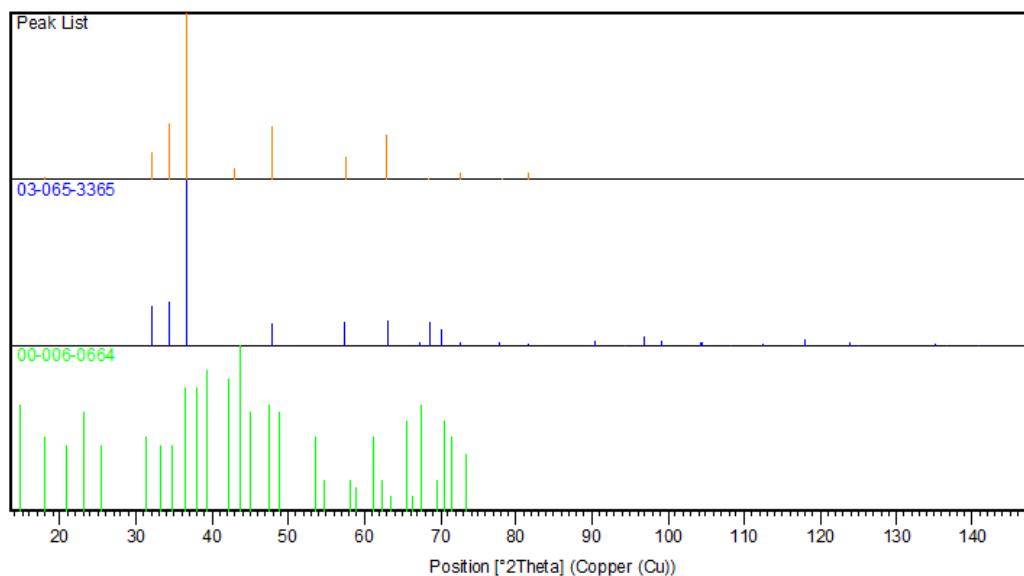
2. Mg₁Zn₄₅SH



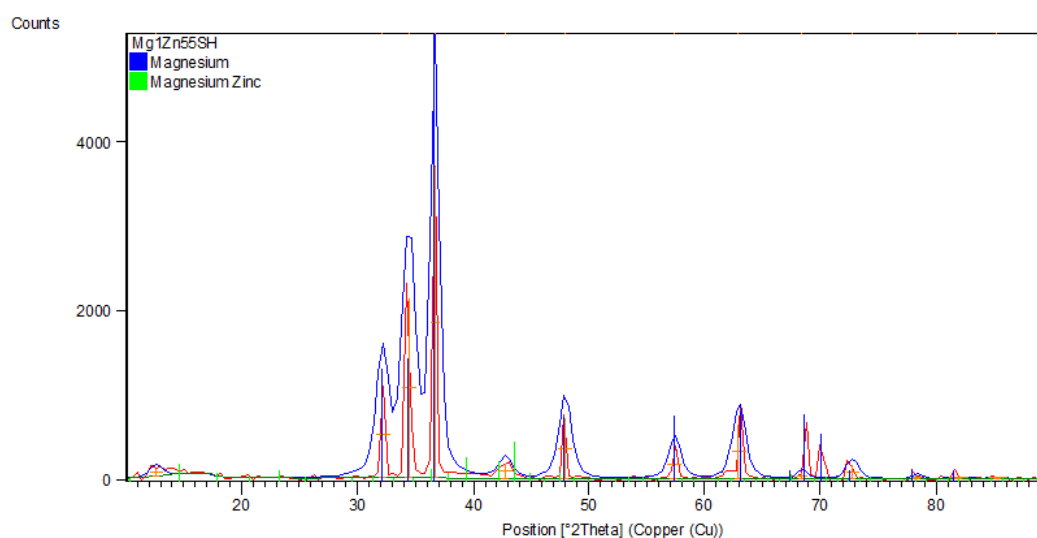
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
17.9171	81.25	1.1838	4.95080	1.42	1.4205	00-006-0664
32.2178	971.17	0.7892	2.77851	17.02	0.9470	03-065-3365; 00-006-0664
34.4662	1926.32	1.1838	2.60223	33.76	1.4205	03-065-3365; 00-006-0664

36.7281	5706.75	1.1838	2.44701	100.00	1.4205	03-065-3365; 00-006-0664
42.9637	407.57	1.1838	2.10520	7.14	1.4205	00-006-0664
47.9159	1882.81	1.1838	1.89855	32.99	1.4205	03-065-3365; 00-006-0664
57.5461	843.94	0.7892	1.60164	14.79	0.9470	03-065-3365; 00-006-0664
63.0224	1565.39	1.1838	1.47501	27.43	1.4205	03-065-3365; 00-006-0664
68.3685	78.68	0.7892	1.37212	1.38	0.9470	03-065-3365; 00-006-0664
72.6308	243.31	1.1838	1.30175	4.26	1.4205	03-065-3365; 00-006-0664
78.2596	60.85	1.1838	1.22162	1.07	1.4205	03-065-3365
81.5988	283.68	1.1838	1.17986	4.97	1.4205	03-065-3365

Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	59	Magnesium	0.000	0.951	Mg
*	00-006-0664	28	Magnesium Zinc	0.000	0.060	Mg ₂ Zn ₁₁



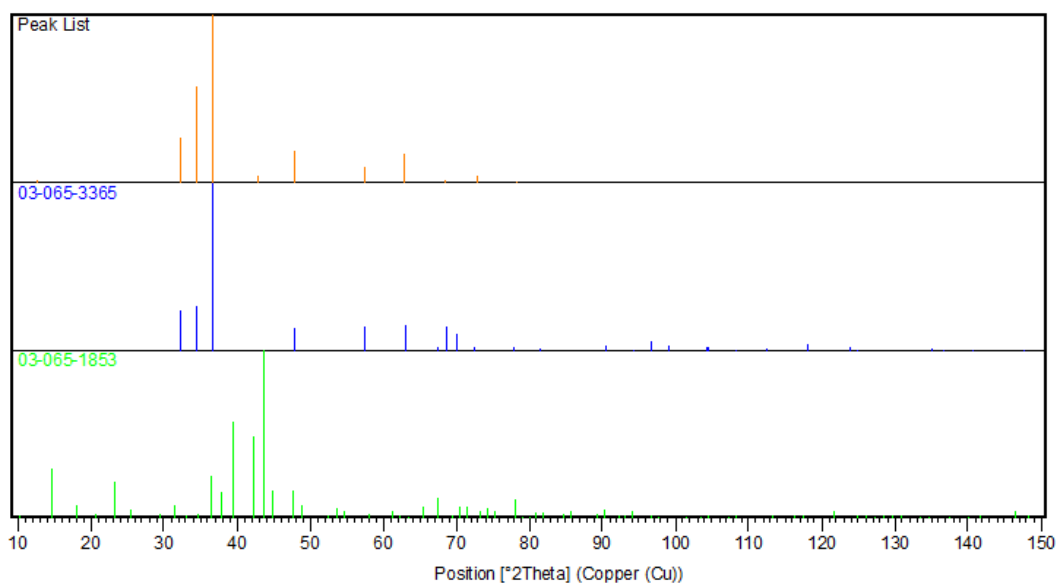
3. Mg₁Zn₅₅SH



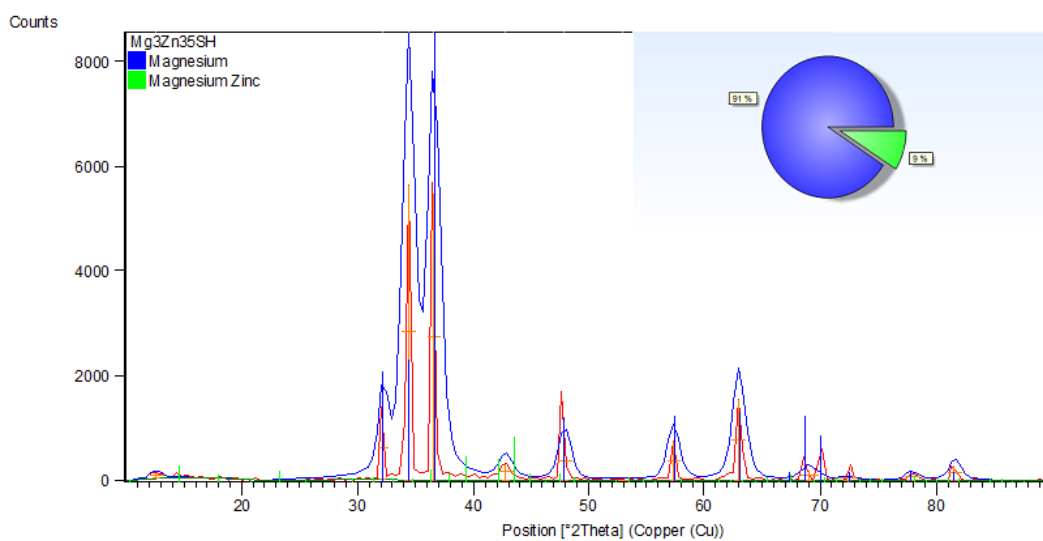
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
12.6369	89.86	1.1838	7.00504	2.43	1.4205	
32.1702	1019.32	1.1838	2.78252	27.54	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
34.4244	2135.74	1.1838	2.60530	57.70	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853

36.6723	3701.27	0.7892	2.45060	100.00	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
42.7123	178.45	1.1838	2.11700	4.82	1.4205	03-065-1853
47.9675	729.61	1.1838	1.89663	19.71	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
57.3830	362.54	1.1838	1.60581	9.79	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
62.9491	649.13	1.1838	1.47655	17.54	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
68.3682	75.76	0.7892	1.37213	2.05	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
72.7154	169.08	1.1838	1.30045	4.57	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
78.3217	42.21	0.7892	1.22080	1.14	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
81.8795	15.84	1.5783	1.17653	0.43	1.8940	03-065-3365; 03-065-1853
85.2042	7.26	1.5783	1.13892	0.20	1.8940	03-065-1853

Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	57	Magnesium	0.000	1.015	Mg
*	03-065-1853	14	Magnesium Zinc	0.000	0.083	Mg ₂ Zn ₁₁



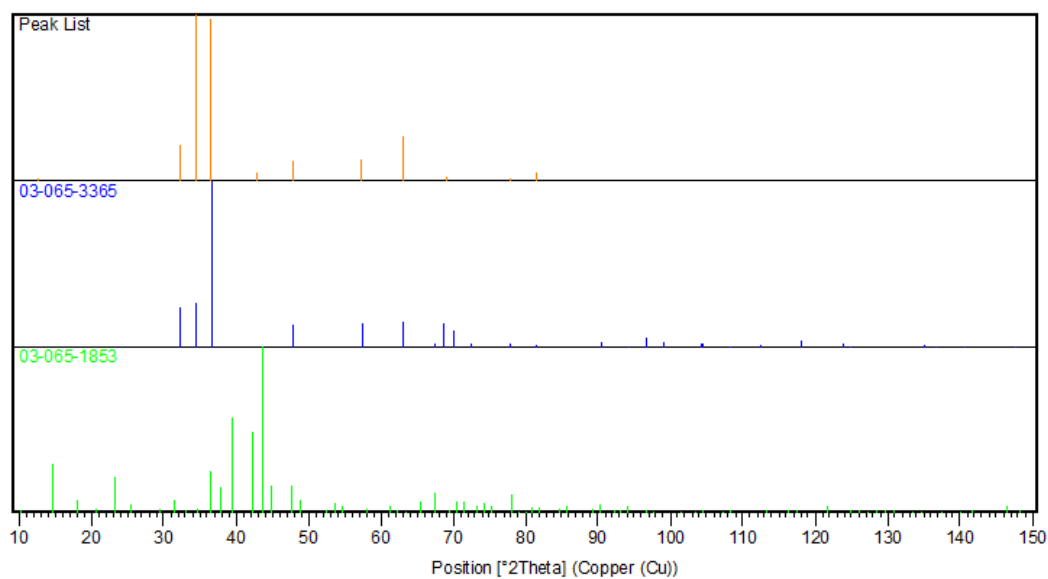
4. Mg₃Zn₃₅SH



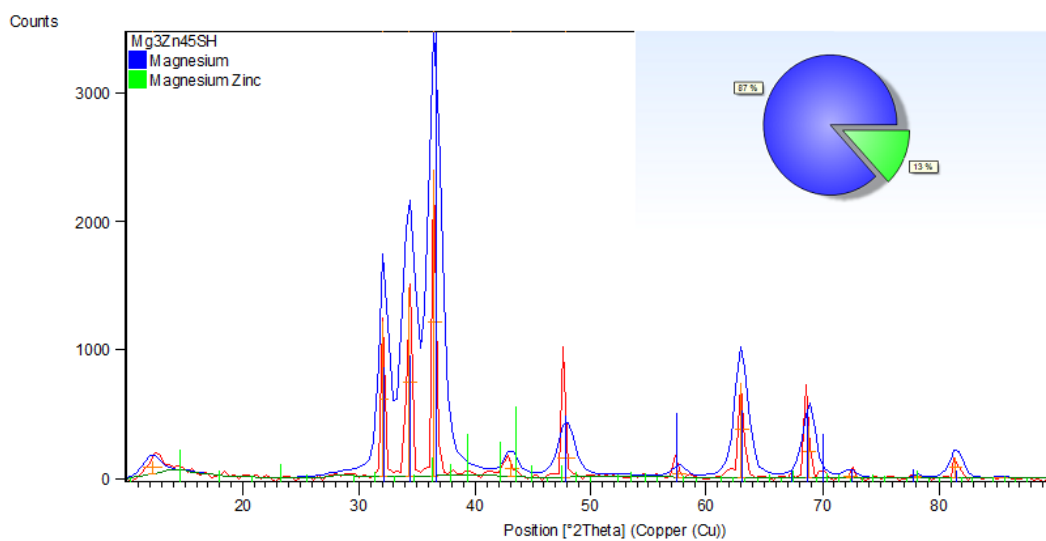
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
12.5902	105.87	1.1838	7.03095	1.88	1.4205	
32.1927	1226.69	0.7892	2.78063	21.76	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
34.4085	5636.90	1.1838	2.60646	100.00	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853

36.5683	5482.58	1.1838	2.45733	97.26	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
42.7655	327.92	1.1838	2.11450	5.82	1.4205	03-065-1853
47.9166	715.78	1.1838	1.89852	12.70	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
52.9246	8.95	0.7892	1.73008	0.16	0.9470	03-065-1853
57.3041	726.45	1.1838	1.60783	12.89	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
62.9616	1540.21	1.1838	1.47629	27.32	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
69.0399	191.11	1.5783	1.36041	3.39	1.8940	03-065-3365; 03-065-1853
72.3076	43.28	1.5783	1.30677	0.77	1.8940	03-065-3365; 03-065-1853
77.8713	121.57	1.1838	1.22673	2.16	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
81.5831	283.42	1.1838	1.18005	5.03	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853

Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	67	Magnesium	0.000	0.995	Mg
*	03-065-1853	21	Magnesium Zinc	0.000	0.096	Mg ₂ Zn ₁₁



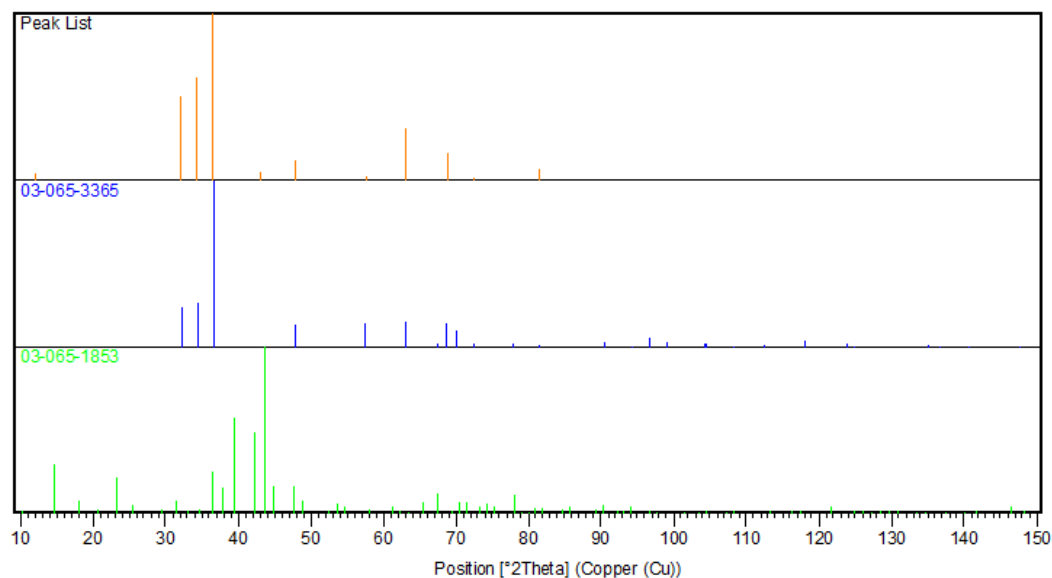
5. Mg₃Zn₄₅SH



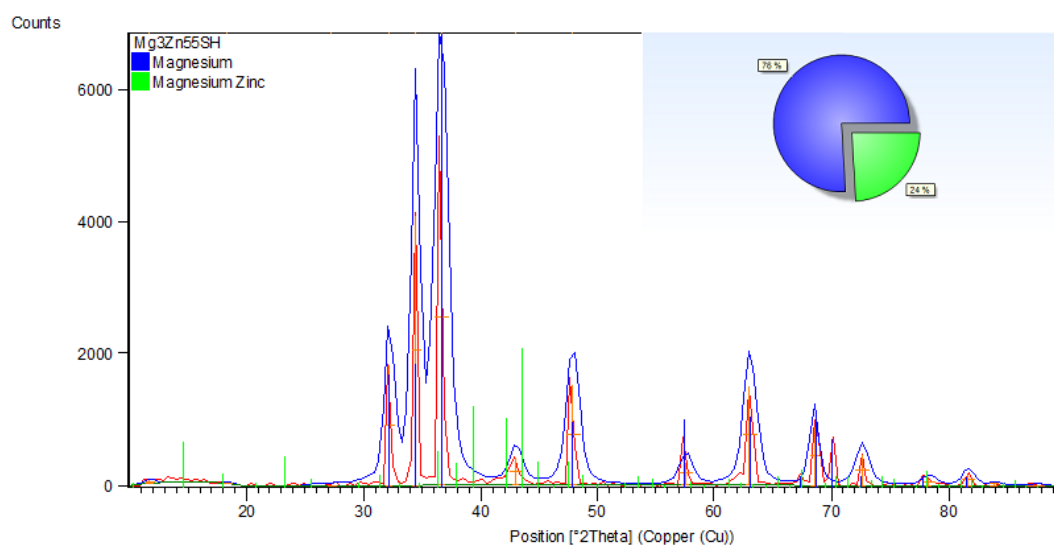
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
12.1489	105.15	1.5783	7.28533	4.42	1.8940	
32.1144	1213.14	0.7892	2.78723	50.94	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
34.3113	1472.03	1.1838	2.61362	61.82	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853

36.5146	2381.31	1.1838	2.46082	100.00	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
43.0772	129.28	1.1838	2.09991	5.43	1.4205	03-065-1853
47.9212	299.42	1.5783	1.89835	12.57	1.8940	03-065-3365; 03-065-1853
57.5933	60.25	1.1838	1.60044	2.53	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
62.9771	743.72	1.1838	1.47596	31.23	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
68.8029	412.39	1.1838	1.36452	17.32	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
72.3236	37.56	1.1838	1.30652	1.58	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
78.1171	19.16	0.7892	1.22349	0.80	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
81.4609	170.61	1.1838	1.18151	7.16	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
85.3750	8.27	1.1838	1.13708	0.35	1.4205	03-065-1853

Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	52	Magnesium	0.000	1.108	Mg
*	03-065-1853	12	Magnesium Zinc	0.000	0.159	Mg ₂ Zn ₁₁



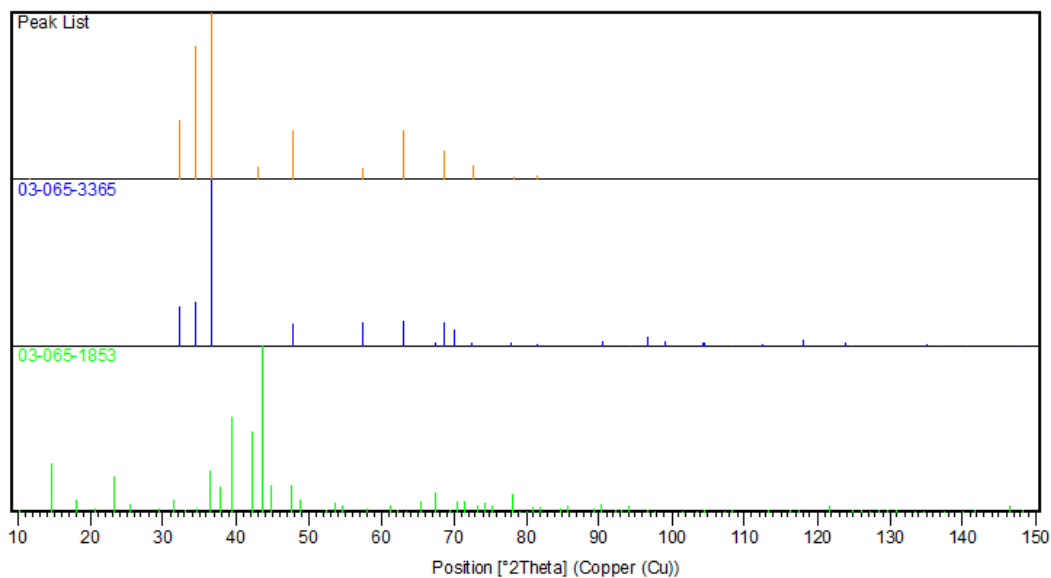
6. Mg₃Zn₅SH



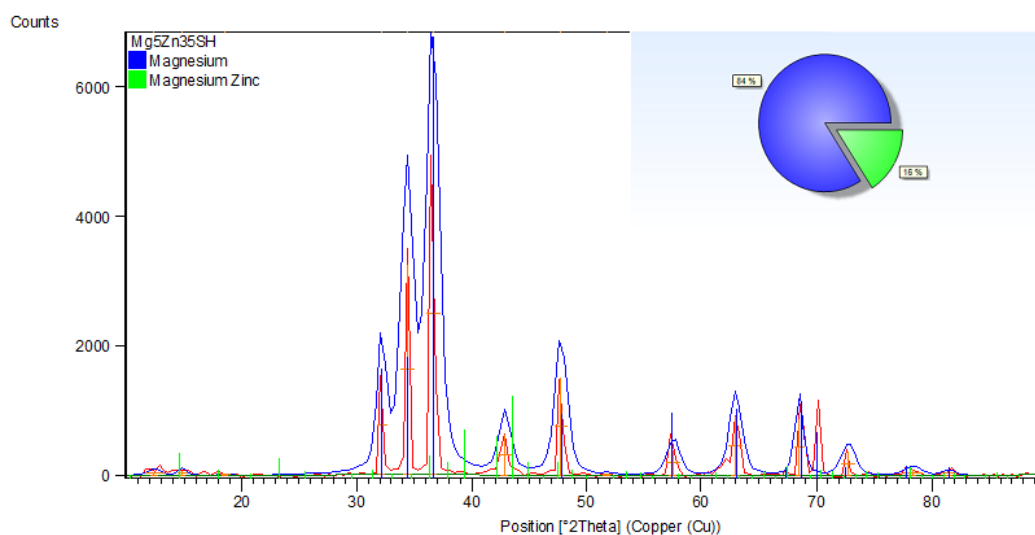
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
11.6881	51.05	0.7892	7.57150	1.00	0.9470	
18.3505	15.40	0.7892	4.83484	0.30	0.9470	03-065-1853
27.2280	3.44	0.7892	3.27529	0.07	0.9470	
32.1688	1815.43	0.7892	2.78263	35.63	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853

34.4262	4086.52	0.7892	2.60516	80.20	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
36.6067	5095.29	1.1838	2.45484	100.00	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
42.9765	413.99	1.1838	2.10460	8.12	1.4205	03-065-1853
47.8996	1516.45	1.1838	1.89916	29.76	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
57.5563	343.59	1.1838	1.60138	6.74	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
63.0180	1505.01	1.1838	1.47510	29.54	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
68.5100	890.73	0.7892	1.36964	17.48	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
72.5853	458.10	1.1838	1.30246	8.99	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
78.2632	112.56	1.1838	1.22157	2.21	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
81.6336	174.96	1.1838	1.17945	3.43	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
83.8635	32.19	0.7892	1.15367	0.63	0.9470	03-065-1853
87.3936	11.84	1.5783	1.11594	0.23	1.8940	03-065-1853
Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula

*	03-065-3365	74	Magnesium	0.000	1.004	Mg
*	03-065-1853	20	Magnesium Zinc	0.000	0.301	Mg ₂ Zn ₁₁



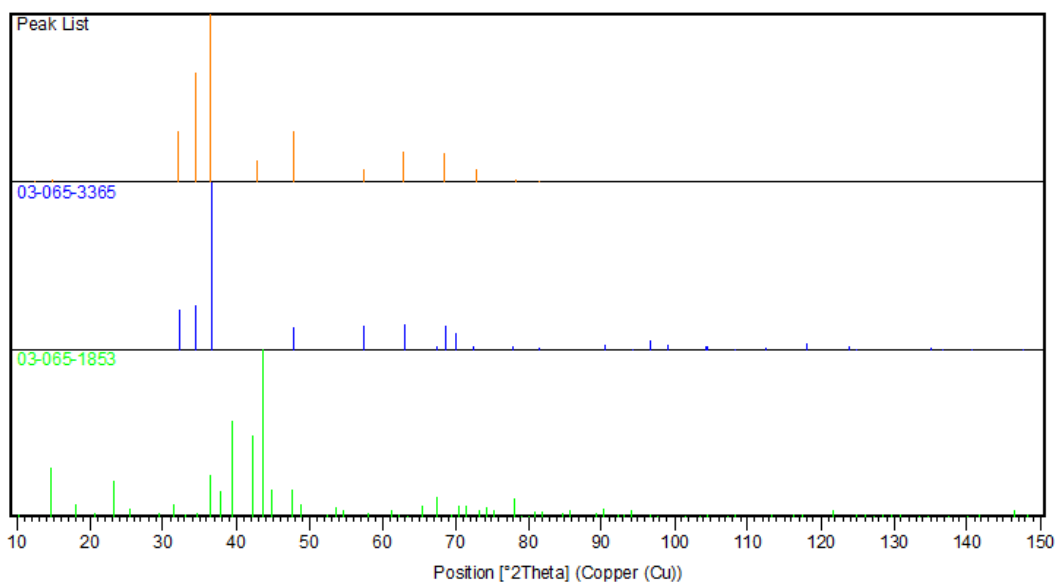
7. Mg₅Zn₃₅SH



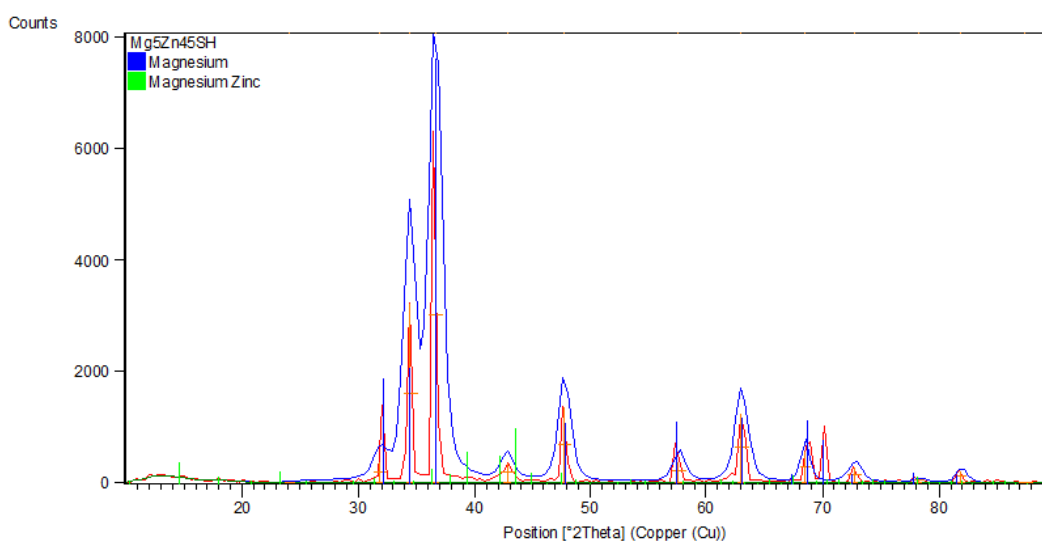
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
12.4006	62.81	1.5783	7.13799	1.27	1.8940	
14.8361	76.13	0.7892	5.97127	1.54	0.9470	03-065-1853

18.5126	20.89	0.7892	4.79286	0.42	0.9470	03-065-1853
32.1401	1518.71	0.7892	2.78505	30.68	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
34.3768	3250.86	1.1838	2.60880	65.66	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
36.5873	4950.92	1.1838	2.45609	100.00	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
42.8442	638.36	1.1838	2.11079	12.89	1.4205	03-065-1853
47.7827	1517.07	1.1838	1.90353	30.64	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
51.8350	22.06	0.7892	1.76385	0.45	0.9470	03-065-1853
57.5512	407.50	1.1838	1.60151	8.23	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
62.9513	922.64	1.1838	1.47650	18.64	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
68.4681	878.61	0.7892	1.37037	17.75	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
72.7178	378.61	1.1838	1.30041	7.65	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
78.3121	98.00	1.5783	1.22093	1.98	1.8940	03-065-3365; 03-065-1853
81.4777	61.61	1.1838	1.18131	1.24	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853

Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	74	Magnesium	0.000	0.987	Mg
*	03-065-1853	27	Magnesium Zinc	0.000	0.180	Mg ₂ Zn ₁₁



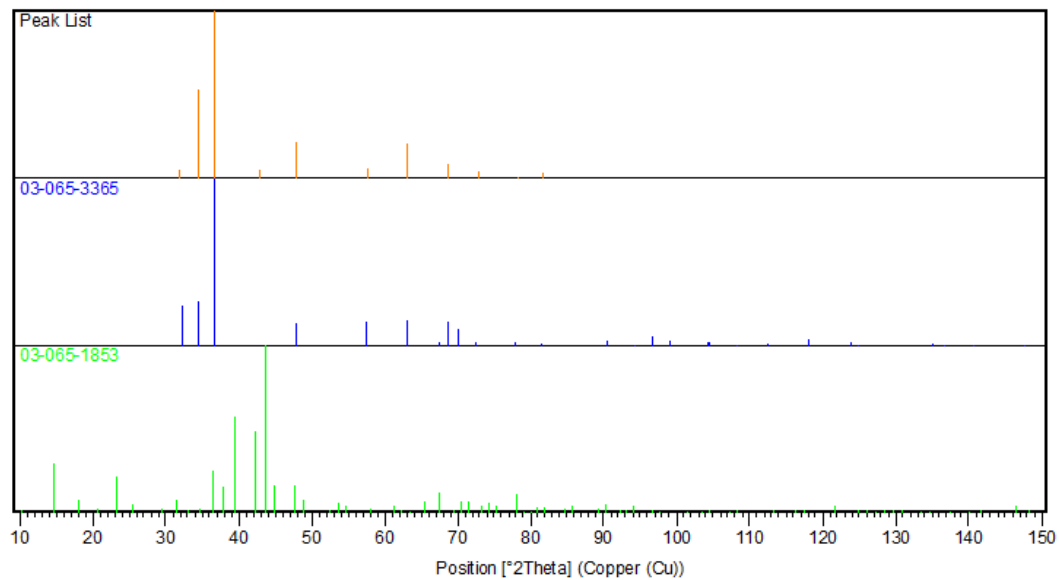
8. Mg₅Zn₄₅SH



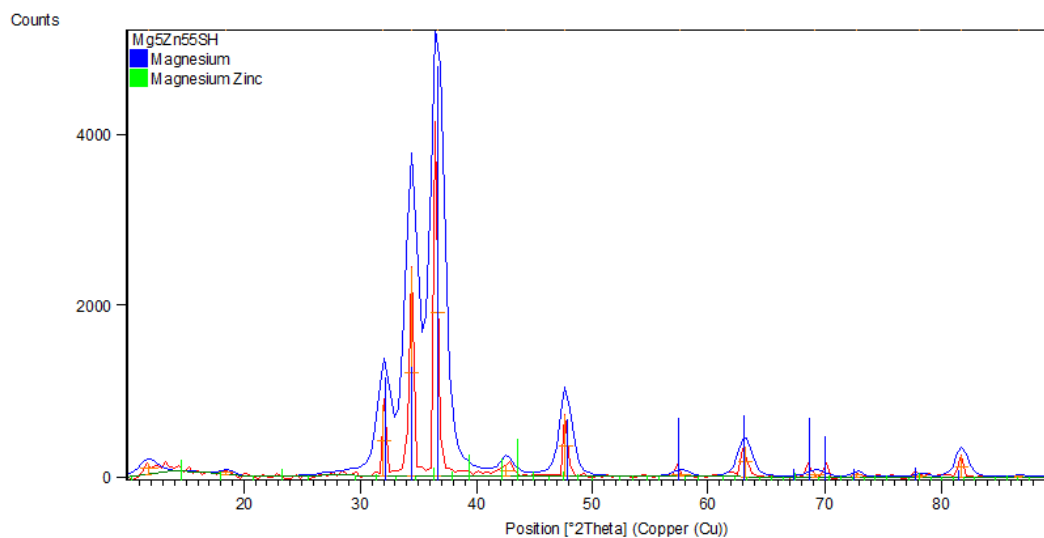
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
24.0736	5.01	0.7892	3.69684	0.08	0.9470	03-065-1853
31.8538	355.77	1.1838	2.80943	5.95	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
34.4247	3206.50	1.1838	2.60527	53.65	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
36.6097	5977.14	1.1838	2.45464	100.00	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
42.8097	340.38	1.1838	2.11241	5.69	1.4205	03-065-1853
47.7753	1349.85	1.1838	1.90381	22.58	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
57.6405	381.81	1.1838	1.59924	6.39	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
62.9928	1235.83	1.1838	1.47563	20.68	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
68.4903	542.11	0.7892	1.36998	9.07	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
72.7510	284.14	1.1838	1.29990	4.75	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
78.2518	54.57	0.7892	1.22172	0.91	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
81.8899	207.94	0.7892	1.17640	3.48	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853

87.4449	5.09	1.1838	1.11542	0.09	1.4205	03-065-1853
---------	------	--------	---------	------	--------	-------------

Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	68	Magnesium	0.000	0.943	Mg
*	03-065-1853	25	Magnesium Zinc	0.000	0.120	Mg ₂ Zn ₁₁



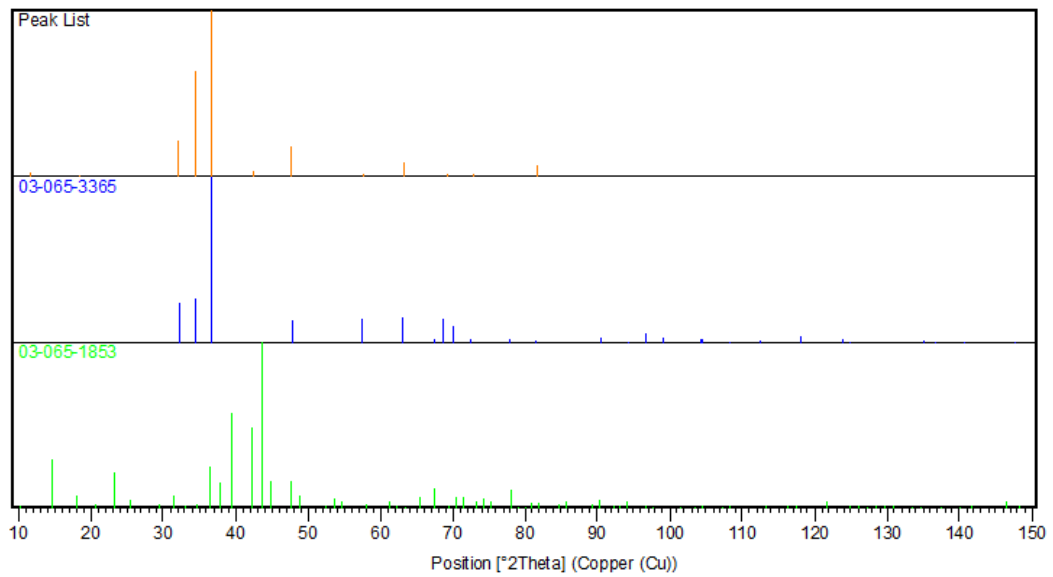
9. Mg5Zn55SH



Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]	Tip Width	Matched by
11.7455	131.42	1.5783	7.53463	3.43	1.8940	03-065-1853
18.4134	39.70	1.1838	4.81846	1.04	1.4205	03-065-1853
31.9916	843.62	1.1838	2.79764	22.04	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
34.3973	2441.21	1.1838	2.60728	63.78	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
36.6045	3827.79	1.1838	2.45498	100.00	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
42.5854	146.02	1.1838	2.12302	3.81	1.4205	03-065-1853
47.7096	719.78	1.1838	1.90628	18.80	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
57.5782	54.24	1.5783	1.60083	1.42	1.8940	03-065-3365; 03-065-1853

63.1131	355.58	1.1838	1.47311	9.29	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
69.1741	57.57	1.5783	1.35810	1.50	1.8940	03-065-3365; 03-065-1853
72.7473	56.47	0.7892	1.29996	1.48	0.9470	03-065-3365; 03-065-1853
78.1367	29.17	1.1838	1.22323	0.76	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
81.7565	255.06	1.1838	1.17799	6.66	1.4205	03-065-3365; 03-065-1853
86.6947	21.73	0.7892	1.12313	0.57	0.9470	03-065-1853

Visible	Ref. Code	Score	Compound Name	Displacement [°2Th.]	Scale Factor	Chemical Formula
*	03-065-3365	48	Magnesium	0.000	0.918	Mg
*	03-065-1853	8	Magnesium Zinc	0.000	0.088	Mg ₂ Zn ₁₁



Lampiran 4

Hasil perhitungan porositas paduan Mg-Zn berporous dengan variasi Zn dan NH_4HCO_3 yang berbeda

Sampel	Repetisi 1	Repetisi 2	Repetisi 3
Mg1Zn35SH	35.65	35.4	35.9
Mg1Zn45SH	45.57	45.9	45.24
Mg1Zn55SH	55.08	56.1	54.06
Mg3Zn35SH	38.72	37.65	39.79
Mg3Zn45SH	46.68	47.61	45.75
Mg3Zn55SH	47.92	49.9	45.94
Mg5Zn35SH	42.21	41.85	42.57
Mg5Zn45SH	50.87	51.83	50.79
Mg5Zn55SH	69.92	69.67	70.17

Lampiran 5

Hasil kekuatan tekan paduan Mg-Zn berporous dengan variasi Zn dan NH_4HCO_3 yang berbeda

Sampel	Repetisi 1	Repetisi 2	Repetisi 3
Mg1Zn35SH	27.6	28.2	27.3
Mg1Zn45SH	25.13	26.4	23.86
Mg1Zn55SH	22.29	22.5	22.08
Mg3Zn35SH	31.17	32.2	30.14
Mg3Zn45SH	28.4	29.1	27.7
Mg3Zn55SH	23.66	24.71	22.61
Mg5Zn35SH	46.6	46.99	46.21
Mg5Zn45SH	35.6	36.89	34.31
Mg5Zn55SH	24.84	25.91	23.77

Lampiran 6

Hasil perhitungan laju korosi pada uji perendaman paduan Mg-Zn berporous pada larutan SBF temperatur 37°C pH 7

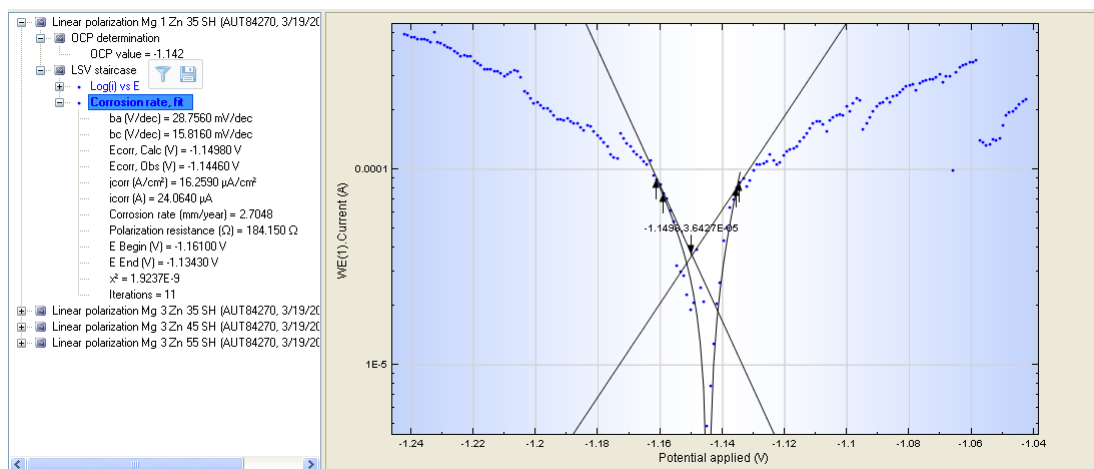
Sampel	Massa awal	Massa akhir	Waktu Degradasi (hari)	Laju Degradasi
Mg1Zn35SH	0.859	0	4	3.5
	0.8652	0	4	3.62
	0.8534	0	5	3.44
Mg1Zn45SH	0.8357	0	3	3.7
	0.8752	0	4	3.59
	0.8247	0	3	3.66
Mg1Zn55SH	0.7795	0	2	4.2
	0.8188	0	2	4.3
	0.8247	0	3	3.95

Mg3Zn35SH	0.8753	0	8	2.81
	0.8496	0	8	2.74
	0.8421	0	7	2.94
Mg3Zn45SH	0.8769	0	7	2.94
	0.8914	0	6	3.07
	0.8067	0	7	2.9
Mg3Zn55SH	0.9132	0	3	4.1
	0.8944	0	3	3.99
	0.8199	0	1	4.21
Mg5Zn35SH	0.881	0	4	3.5
	0.8781	0	4	3.41
	0.8642	0	4	3.59
Mg5Zn45SH	0.8563	0	4	3.52
	0.8524	0	3	3.77
	0.8299	0	3	3.69
Mg5Zn55SH	0.8567	0	3	3.86
	0.8353	0	3	3.69
	0.7182	0	2	4.03

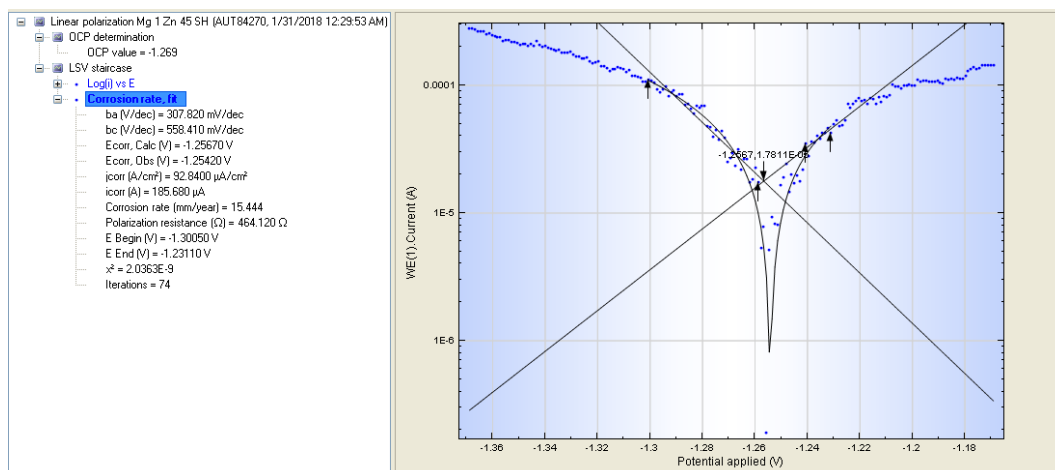
Lampiran 7

Hasil Potensiostat paduan Mg-Zn berporous pada larutan SBF temperatur 37°C
pH 7

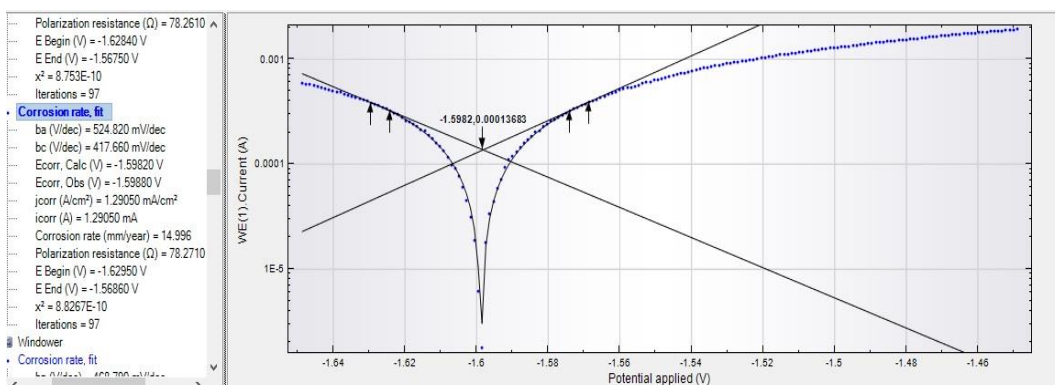
1. Mg1Zn 35SH



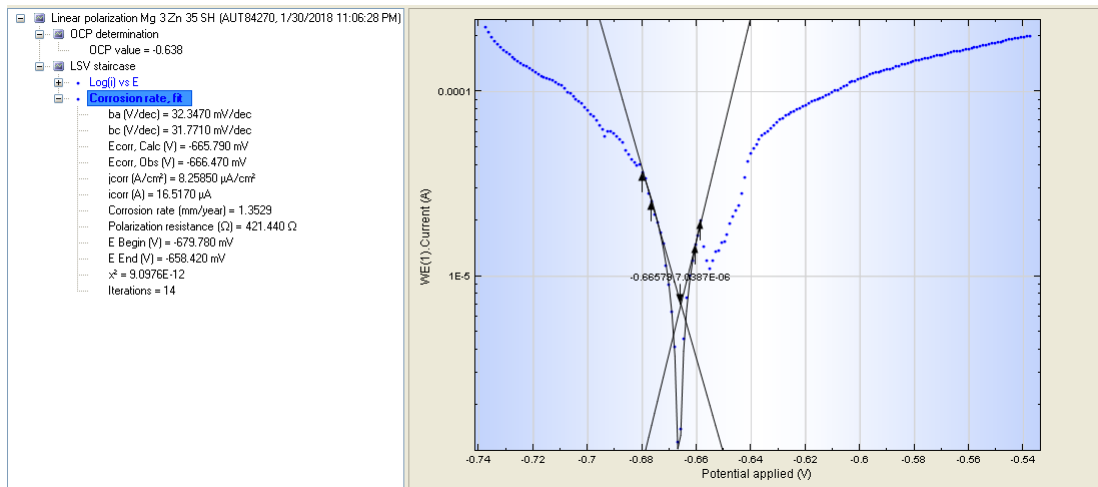
2. Mg1Zn45SH



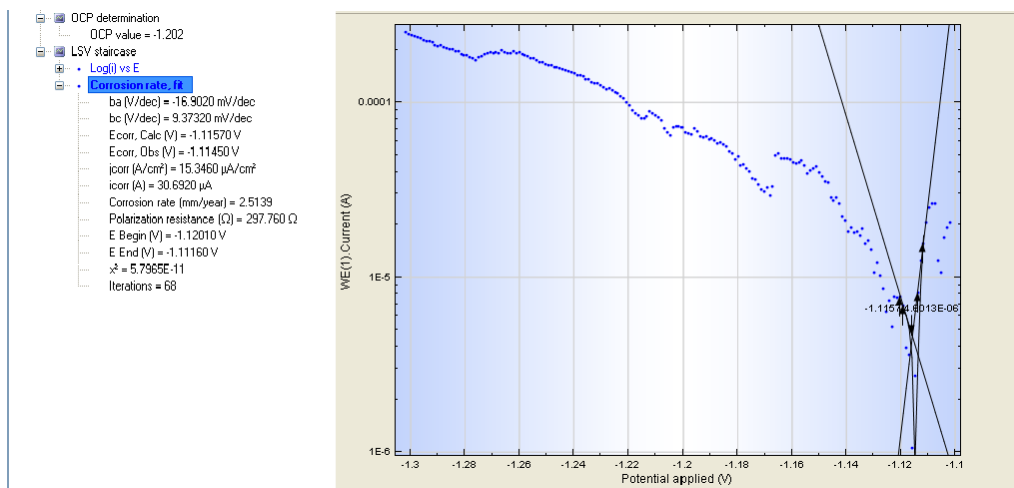
3. Mg1Zn55SH



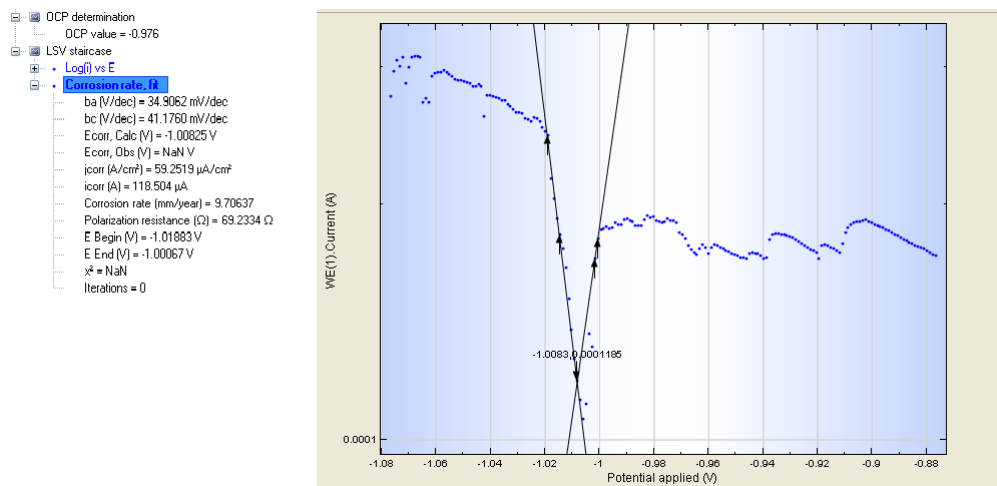
4. Mg3Zn35SH



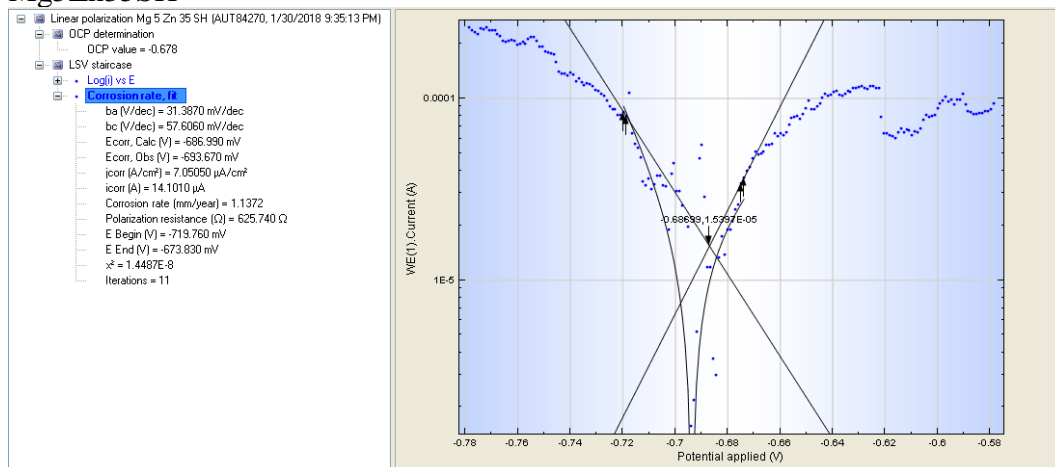
5. Mg3Zn45SH



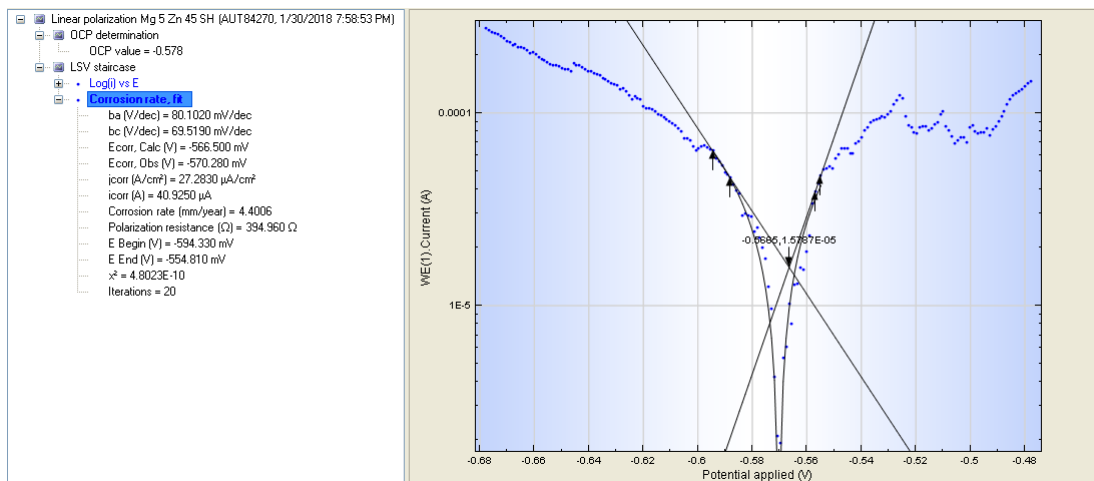
6. Mg3Zn55SH



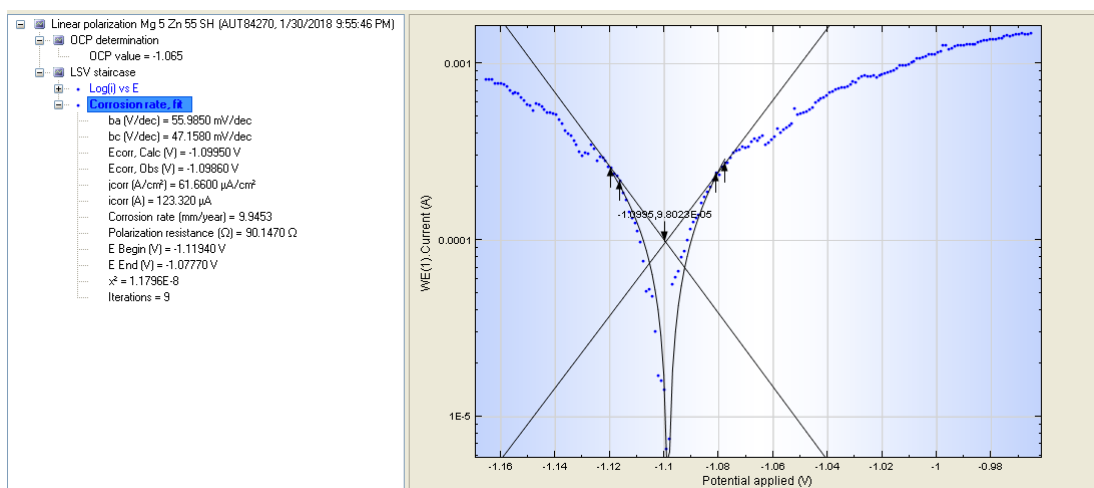
7. Mg5Zn35SH



8. Mg5Zn45SH



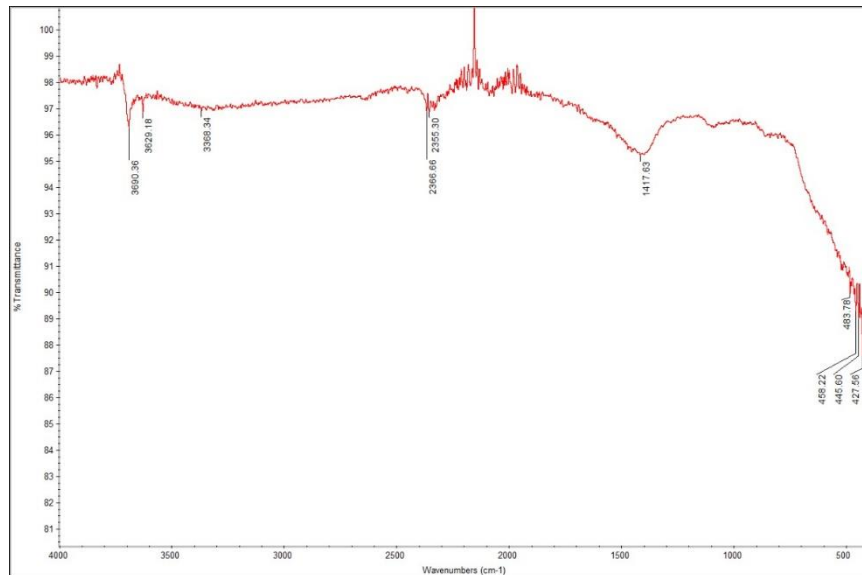
9. Mg5Zn55SH



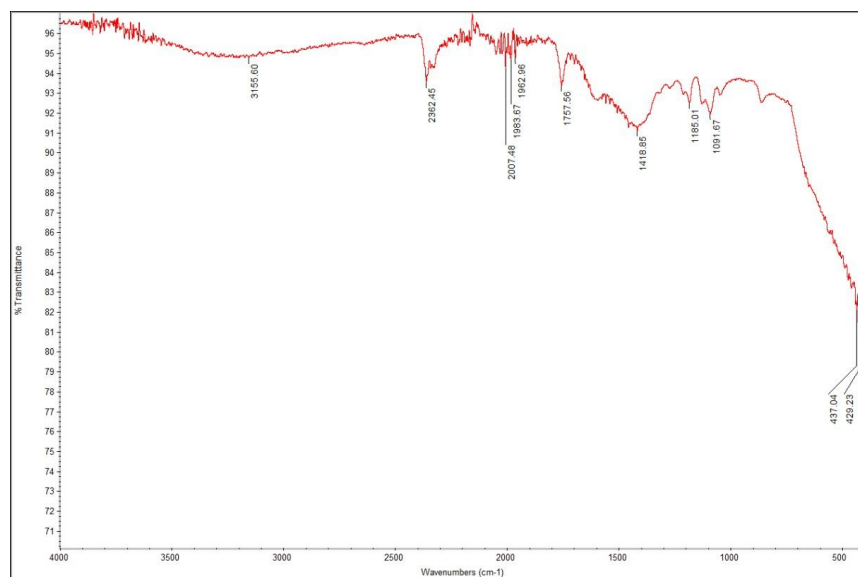
Lampiran 8

Hasil FTIR paduan Mg3Zn35SH dengan variasi persen w/v PLLA dan kloroform

1. Mg3Zn35SH2.5C



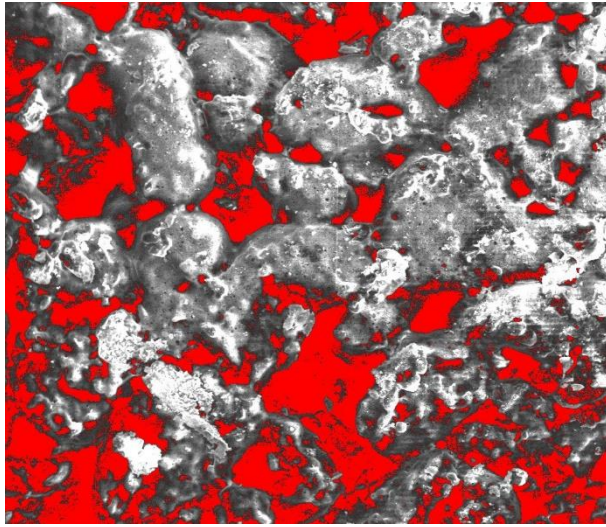
2. Mg3Zn35SH5C



Lampiran 9

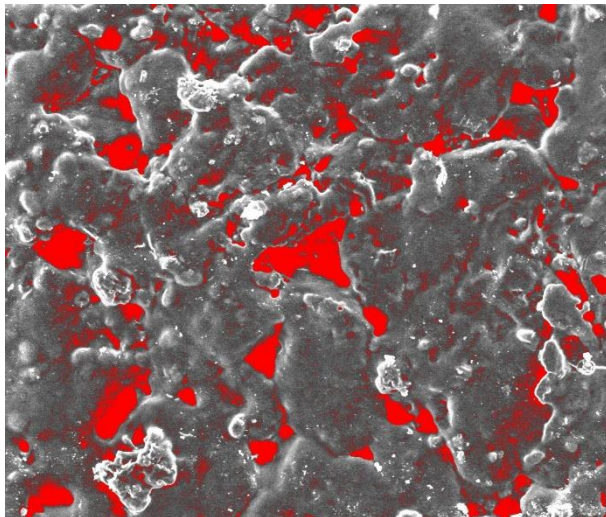
Hasil perhitungan porositas menggunakan software imageJ pada Mg3Zn35SH dengan variasi persen w/v PLLA dan kloroform

1. Mg3Zn35SH2.5C



Perbesaran	Area	% Area
200×	820.228	26.37

2. $\text{Mg}_3\text{Zn}_{35}\text{SH}_5\text{C}$



Perbesaran	Area	% Area
200×	886.714	16.01

Lampiran 10

Hasil kekuatan tekan Mg3Zn35SH dengan variasi persen w/v PLLA dan kloroform

Sampel	Repetisi 1	Repetisi 2	Repetisi 3
Mg3Zn35SH0C	31.17	36.7	39.2
Mg3Zn35SH2.5C	32.2	54.7	71.9
Mg3Zn35SH5C	30.14	77.5	83.2

Lampiran 11

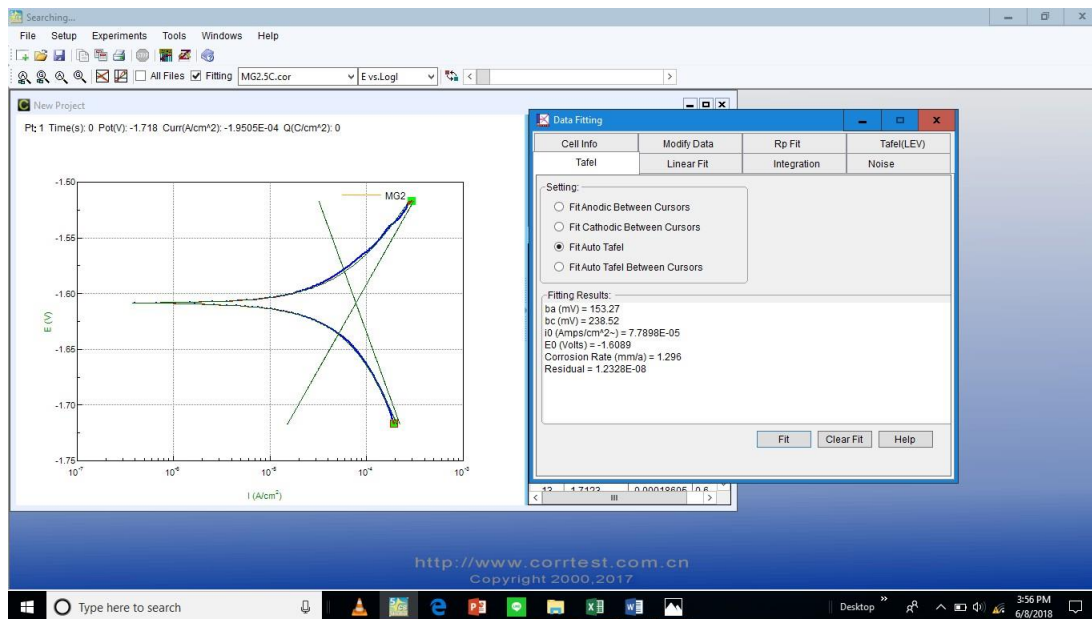
Hasil laju korosi menggunakan uji perendaman Mg3Zn35SH dengan variasi persen w/v PLLA dan kloroform

Sampel	Massa awal	Massa Akhir	Waktu	Laju degradasi
Mg3Zn35SH	0.859	0	4	2.9
	0.8652	0	4	2.74
	0.8534	0	5	2.94
Mg3Zn35SH2.5C	0.5793	0	9	2.36
	0.5963	0	7	2.59
	0.5749	0	9	2.35
Mg3Zn35SH5C	0.5344	0	10	2.22
	0.5655	0	17	1.89
	0.5717	0	21	1.77

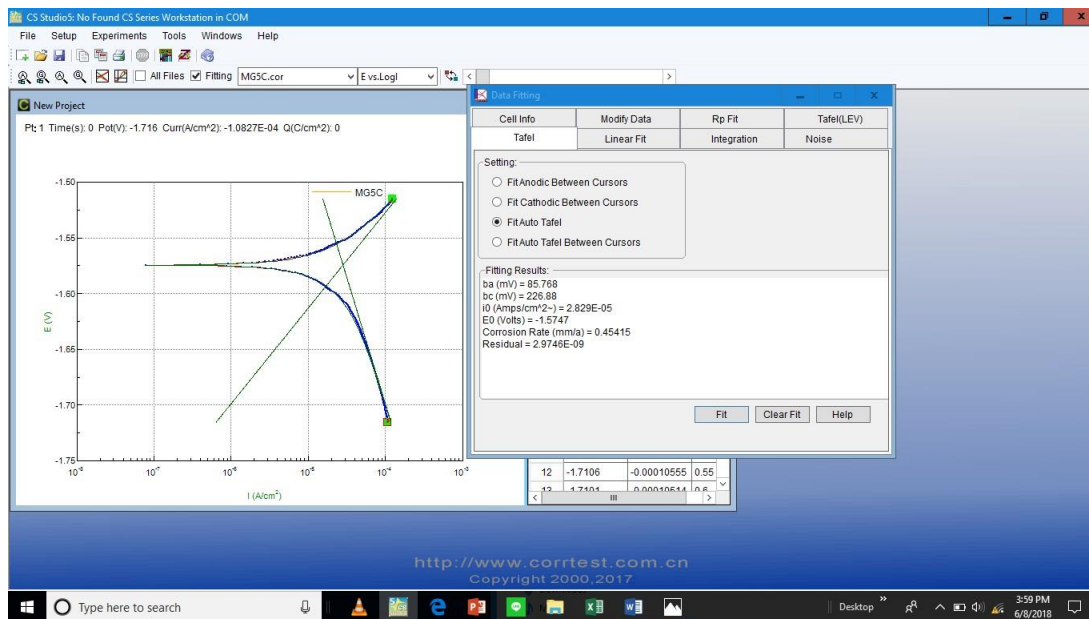
Lampiran 12

Hasil potensistat perendaman Mg3Zn35SH dengan variasi persen w/v PLLA dan kloroform

1. Mg3Zn35SH2.5C



2. Mg3Zn35SH5C



DAFTAR PUSTAKA

- American Society of Metals. Metals Handbook-Volume 13 Corrosion. 1987. 9 ed.
- American Society for Testing Materials. *Standard B 925-03 Standard Practices for Production and Preparation of Powder Metallurgy (P/M) Test* (2003).
- American Society for Testing Materials. *Standard C 20- Test Methods for Apparent Porosity, Water Absorption, Apparent Specific Shapes Gravity, and Bulk Density of Burned Refractory Brick and by Boiling Water* (2000)
- American Society for Testing Materials. *Standard E 9-Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperatur* (1989)
- Agarwal, S., Curtin, J., Duffy, B. dan Jaiswal, S., 2016. Biodegradable Magnesium Alloys for Orthopaedic Applications: A Review on Corrosion, Biocompatibility and Surface Modifications. *Materials Science and Engineering C*, pp. 1-66.
- Amigo, V., Reig, L., Busquets, D J., Ortiz, J L., dan Calero, J A. 2011. Analysis of Bending Strength of Porous Titanium Processed by Space Holder Method. *Powder Metallurgy*, Volume 54, pp. 67-70.
- Arifvianto, B., 2014. Fabrication of Metallic Biomedical Scaffolds with the Space Holder Method; A Review. *Materials*, pp. 1944-1996.
- Arifvianto, B. dan Zhou, J., 2014. Fabrication of Metallic Biomedical Scaffolds with the Space Holder Method: A Review. *Materials*, Volume 7, pp. 3588-3622.
- Avedesian, M. M., dan Baker, H. 1999. *ASM Specialty Handbook, Magnesium and Magnesium Alloys*. OH: ASM International, Materials Park.
- Bakan, H., 2006. A Novel Water Leaching and Sintering Process for Manufacturing Highly Porous Stainless Steel. *Scripta Materiala*, Volume 55, pp. 203-206.
- Bakhsheshirad, H R., Idris, M H., Abdul-Kadir, M R., Ourdjini, A., Medraj, M., Daroonparvar, M., dan Hamzah, E. 2014. Mechanical and bio-corrosion properties of quaternary Mg–Ca–Mn–Zn. *Materials and Design*, Volume 53, pp. 283-292.
- Banhart, J., 2001. Manufacture, Characterisation and Application of Cellular Metals and Metal Foams. *Progress in Materials Science*, Volume 46, pp.



559-632.

- Boehlert, C. J. dan Knittel, K., 2006. The microstructure, tensile properties, and creep behavior of Mg-Zn alloys containing 0-4.4 wt.% Zn. *Materials Science and Engineering A-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 417(1-2), pp. 315-321.
- Bowen, P. K., Drelich, J. dan Goldman, J., 2013. A New In Vitro–In Vivo Correlation For Bioabsorbable Magnesium Stents from Mechanical Behavior. *Materials Science and Engineering: C*, 33(8), pp. 5064-5070.
- Bram, M., Stiller, C., Buchkremer, H P., Stover, D., dan Baur, H. 2000. High Porosity Titanium, Stainless Steel and Superalloy Parts. *Advanced Engineering Materials*, Volume 2, pp. 196-199.
- Brar, H. S., Wong, J. dan Manuel, M. V., 2012. Investigation of the mechanical and degradation properties of Mg-Sr and Mg-Zn-Sr alloys for use as potential biodegradable implant materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 7, pp. 87-95.
- Brinker, C J., Hurd, A J., Frye, G C., Schunk, P R., dan Ashley, C S. 1991. Sol-Gel Thin film Formation. *Journal of the Ceramic Society of Japan*, Volume 99, pp. 862-877.
- BS EN ISO 10993-15 *Biological evaluation of medical devices Part 15: Identification and quantification of degradation products from metals and alloys* (2009) British Standard.
- Cai, S. H., Lei, T., Li, N. F. dan Feng, F. F., 2012. Effects of Zn on microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of Mg-Zn alloys. *Materials Science and Engineering C-Materials for Biological Applications*, 32(8), pp. 2570-2577.
- Capek, J. dan Vojtech, D., 2014. Effect of Sintering Conditions on the Microstructural and Mechanical Characteristics of Porous Magnesium Materials Prepared by Powder Metallurgy. *Materials Science and Engineering C*, Volume 35, pp. 21-28.
- Cay, H., Xu, H. dan Li, Q., 2013. Mechanical behavior of porous magnesium/alumina composites with high strength and low density. *Materials Science and Engineering Part A*, Volume 574, pp. 137-142.



- Chen, D Y., He, Y H., Tao, H R., Zhang, Y., Jiang, Y., Zhang, X N., dan Zhang, S X. Biocompatibility of magnesium-zinc alloy in biodegradable orthopedic implants. *International Journal of Molecular Medicine*, 28(3), pp. 343-348.
- Chen, L J., Li, T., Li, Y M., He, H., Hu, Y H. 2009. Porous Titanium Implants Fabricated by Metal Injection Molding. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, Volume 19, pp. 1174-1179.
- Choi, Y., Salman, S., Kuroda, K. dan Okido, M., 2012. Improvement in Corrosion Characteristic of AZ31 Mg Alloy by Square Pulse Anodizing Between Transpassive and Active Regions. *Corrosion Science*, Volume 64, pp. 5-11.
- Dabrowski, B., Swieszkowski, W., Godlinski, D. dan Kurzydowski, K. J., 2010. Highly Porous Titanium Scaffolds for Orthopaedic Applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, Volume 95, pp. 53-61.
- Dezfuli, S. N., Sadrnezhaad, S. K., Shokrgozar, M. A. dan Bonakdar, S., 2012. Fabrication of Biocompatible Titanium Scaffolds Using Space Holder Technique. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 23, pp. 2483-2488.
- Dizlek, M. E., Guden, M., Turkan, U. dan tasdemirci, A., 2009. Processing and Compression Testing of Ti6Al4V Foams for Biomedical Applications. *Journal of Materials Science*, Volume 44, pp. 1512-1519.
- Ella, V., Kellomaki, M. dan Tormali, P., 2005. In vitro properties of PLLA screws and novel bioabsorbable implant with elastic nucleus to replace intervertebral disc. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 16, pp. 655-662.
- Esen, Z. dan Bor, S., 2007. Processing of Titanium Foams Using Magnesium Spacer Particles. *Scripta Materiala*, Volume 56, pp. 341-344.
- Fontana, M. G. dan Stactile, W., 1970. *Corrosion Science and Technology*. London: Plenum Press.
- Ghali, E., Dietzel, W. dan Krainer, K. U., 2004. General and Localized Corrosion



- of Magnesium Alloys: A Critical Review. *Journal Materials Engineering and Performance*, Volume 13, pp. 7-23.
- Gupta, M. dan Meenashisundaram, G. K., 2015. *Insight into Designing Biocompatible Magnesium Alloys and Composites*. Singapore: Springer.
- Gupta, M. dan Sharon, N. M. L., 2011. *Magnesium, Magnesium Alloys, and Magnesium Composites*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- Gu, X N., Zheng, Y F., Lan, Q X., Cheng, Y., Zhang, Z X., Xi, T F. 2009. Surface modification of an Mg-1Ca alloy to slow down its biocorrosion by chitosan. *Biomedical Materials*, Volume 4, pp. 441-449.
- Hao, G. L., Han, F. S. dan Li, W. D., 2008. Processing and Mechanical Properties of Magnesium Foams. *Journal of Porous Materials*, Volume 16, pp. 251-256.
- Hay, A. A., Barakat, N. A. M. dan Lim, J. K., 2013. Influence of Electrospinning and Dip-Coating Techniques on the Degradation and Cytocompatibility of Mg-Based Alloy. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, Volume 420, pp. 37-45.
- He, W. W., Zhang, E. L. dan Yang, K., 2010. Effect of Y on the Biocorrosion Behaviour of Extruded Mg-Zn-Mn Alloy in Hank's Solution. *Materials Science and Engineering C- Materials for Biological Applications*, 30(1), pp. 167-174.
- He, Y., Tao, H R., Zhang, Y., Jiang, Y., Zhang, S X., Zhao, C L., Li, J N., Zhang, B L., Song, Y., dan Zhang, X N. 2009. Biocompatibility of bio-Mg-Zn alloy within bone with heart, liver, kidney and spleen. *Chinese Science Bulletin*, 54(3), pp. 484-491.
- Hong, T. F., Guo, Z. X. dan Yang, R., 2008. Fabrication of Porous Titanium Scaffold Materials by a Fugitive Filler Method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 19, pp. 3489-3495.
- Hornberger, H., Virtanen, S. dan Boccaccini, A. R., 2012. Biomedical coatings on magnesium alloys - A review. *Acta Biomaterials*, Volume 8, pp. 20-30.
- Hurtmacher, D. W., 2000. Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. *Biomaterials*, Volume 21, pp. 2529-2543.
- Hynes, R. O., 1992. Integrins—Versatility, modulation, and signaling in cell-



-
- adhesion. *Cell*, 69(1), pp. 11-25.
- Jain, N., Ottino, J. M. dan Lueptow, R. M., 2005. Regimes of Segregation and Mixing in Combined Size and Density Granular Systems. *Granular Matter*, Volume 7, pp. 69-81.
- Jakubowicz, J., Adamek, G. dan Dewidar, M., 2013. Titanium Foam Made with Saccharose as a Space Holder. *Journal of Porous Materials*, Volume 20, pp. 1137-1141.
- Jiang, D M., Cao, Z Y., Sun, X., Guo, L., dan Liu, J G. 2013. Effect of yttrium addition on microstructure and mechanical properties of Mg-Zn-Ca alloy. *Materials Research Innovations*, Volume 17, pp. 33-38.
- Kang, M H., Jung, H D., Kim, S W., Lee, S M., Kim, H E., Estrin, Y., Koh, Y H. 2013. Production and Bio-corrosion Resistance of Porous Magnesium with Hydroxyapatite Coating for Biomedical Application. *Materials Letter*, Volume 108, pp. 122-124.
- Kaur, G., 2017. *Biodegradable metals as bioactive materials. In Bioactive Glasses: Potential Biomaterials for Future Therapy*. Cham, Switzerland: Springer International Publishing.
- Kim, S W., Jung, H D., Kang, M H., Kim, H E., Koh, Y H; Estrin, Y. 2013. Fabrication of Porous Titanium Scaffold with Controlled Porous Structure and Net-Shape Using Magnesium as Spacer. *Materials Science and Engineering: C*, Volume 2808-2815, p. 33.
- Kokubo, T. dan Takadama, H., 2006. How Useful is SBF in Predicting In Vivo Bone Bioactivity. *Biomaterials*, Volume 27, pp. 2907-2915.
- Krezel, A. dan Maret, W., 2016. The biological inorganic chemistry of zinc ions. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, Volume 611, pp. 3-19.
- Kubasek, J. D., Vojtech, D. dan Pospisilova, I., 2012. Structural and corrosion characterization of biodegradable Mg-Zn alloy castings. *Kovove Materialy-Metallic Materials*, 50(6), pp. 415-424.
- Kubasek, J. dan Vojtech, D., 2013. Structural characteristics and corrosion behavior of biodegradable Mg-Zn, Mg-Zn-Gd alloys. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 24(7), pp. 1615-1626.
-



- Kwok, P. J., Oppenheimer, S. M. dan Dunand, D. C., 2008. Porous Titanium by Electro-chemical Dissolution of Steel Space-Holder. *Materials Science and Engineering: A*, Volume 10, pp. 820-825.
- Laptev, A., Bram, M., Buchkremer, H. P. dan Stover, D., 2004. Study of Production Route for Titanium Parts Combining Very High Porosity and Complex Shape. *Powder Metallurgy*, Volume 47, pp. 85-92.
- Li, C. F., Zhu, Z. G. dan Liu, T., 2005. Microhardness of Pore Walls in Porous Titanium Prepared with Novel Powder Metallurgy. *Powder Metallurgy*, Volume 48, pp. 237-240.
- Li, D. S., Zhang, Z. P., Ma, X. dan Zhang, X. P., 2009. Space Holder Engineered Porous NiTi Shape Memory Alloys with Improved Pore Characteristics and Mechanical Properties. *Journal of Alloys and Compounds*, Volume 474, pp. L1-L5.
- Li, G Y., Lian, J S., Niu, L Y., Jiang, Z H., dan Jiang, Q. 2006. Growth of Zinc Phosphate Coatings on AZ91D Magnesium Alloy. *Surface and Coatings Technology*, 201(3-4), pp. 1814-1820.
- Li, J., Cao, P., Zhang, X., Zhang, S., dan He, Y. 2010. In vitro degradation and cell attachment of a PLGA coated biodegradable Mg-6Zn based alloy. *Journal of Materials Science*, 45(22), pp. 6038-6045.
- Liu, D., Ding, Y., Guo, T., Qin, X., Guo, C., Yu, S., dan Lin, S. 2014. Influence of Fine-Grain and Solid-Solution Strengthening on Mechanical Properties and In Vitro Degradation of WE43 Alloy. *Biomedical Materials*, Volume 9, pp. 150-164.
- Liu, Y., Li, Y. X., dan Zhang, H. W. 2005. Evaluation of Porosity in Lotus-Type Porous Magnesium Fabricated by Metal/ Gas Eutectic Unidirectional Solidification. *Materials Science and Engineering*, Volume A 402, pp. 47-54.
- Manonukul, A., Muenya, N., Leaux, F. Dan Amaranan, S. 2010. Effect of Replacing Metal Powder with Powder Space Holder on Metal Foam Produced by Metal Injection Moulding. *Journal of Porous Materials*, Volume 210, pp. 529-535.
- Mansourighasri, A., Muhamad, N. dan Sulong, A. B. 2012. Processing Titanium



-
- Foams Using Tapioca Starch as a Space holder. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 212, pp. 83-89.
- Mondal, D P., Dutta, M J., Badkul, A., Jha, A K., Khare, A K., Jha, N. 2013. Highly Porous Open Cell Ti-Foam Using NaCl as Temporary Space Holder Through Powder Metallurgy Route. *Materials and Design*, Volume 47, pp. 810-819.
- Nagarajan, S. dan Reddy, B. S. R., 2009. Bio-absorbable polymers in implantation—An overview. *Journal of Scientific and Industrial Research*, Volume 68, pp. 993-1009.
- Nampoothiri, K. M., Nair, N. R. dan John, R. P., 2010. An overview of the recent developments in polylactide (PLA) research. *Bioresource Technology*, Volume 101, pp. 8493-8501.
- Nicole, O., Boeun, L., Nathan, E., Benjamin, C., Sangeeta, K., Abhijit, R., Prashant, N K. 2013. Corrosion protection and improved cytocompatibility of biodegradable polymeric layer-by-layer coatings on AZ31 magnesium alloys. *Acta Biomateriala*.
- Niu, W., Bai, C., Qiu, G. dan Wang, Q., 2009. Processing and Properties of Porous Titanium Using Space Holder Technique. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 506, pp. 148-151.
- Niu, W., Gill, S., Dong, H. dan Bai, C., 2010. A Two-Scale Model for Predicting Elastic Properties of Porous Titanium Formed with Space-Holders. *Computational Materials Science*, Volume 50, pp. 172-178.
- Oh, I. H., Nomura, N. dan Hanada, S., 2002. Microstructures and Mechanical Properties of Porous Titanium Compacts Prepared by Powder Sintering. *Materials Transactions*, Volume 43, pp. 443-446.
- Pal, S., 2014. *Design of Artificial Human Joints & Organs*. New York: Springer.
- Paul, W. dan Sharma, C. P., 2006. Nanoceramic matrices: Biomedical applications. *American Journal of Biochemistry and Biotechnology*, 2(2), pp. 41-48.
- Peng, Q M., Li, X J., Ma, N., Liu, R P., dan Zhang, H J. 2012. Effects of backward extrusion on mechanical and degradation properties of Mg-Zn biomaterial. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 10,
-



pp. 128-137.

- Serre, C M., Papillard, M., Chavassieux, P., Voegel, J C., dan Boivin, G. 1998. Influence of magnesium substitution on a collagen-apatite biomaterial on the production of a calcifying matrix by human osteoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(4), pp. 626-633.
- Seyedraoufi, Z. S. dan Mirdamadi, S., 2013. Synthesis, Microstructure and Mechanical Properties of Porous Mg-Zn Scaffolds. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, Volume 21, pp. 1-8.
- Sharma, M., Gupta, G. K., Modi, O. P. dan Prasad, B. K., 2013. PM Processed Titanium Foam: Influence of Morphology and Content of Space Holder on Microstructure and Mechanical Properties. *Powder Metallurgy*, Volume 56, pp. 55-60.
- Shi, Z., Song, G. L. dan Atrens, A., 2006. Corrosion Resistance of Anodised Single-Phase Mg Alloys. *Surface and Coatings Technology*, Volume 201, pp. 492-503.
- Shreir, L. L., Jarman, R. A. dan Burstein, G. T., 1944. *Corrosion-Volume 1*. 3 ed. s.l.:Buterworth-Heinemann.
- Song, G. dan Atrens, A., 2003. Understanding Magnesium Corrosion- A Framework for Improved Alloy Performance. *Advanced Engineering Materials*, 5(12), pp. 837-858.
- Song, G. L., Atrens, A., Wu, X. L. dan Zhang, B., 1998. Corrosion Behaviour of AZ21, AZ501 and Az91 in Sodium Chloride. *Journal of Corrosion Science*, Volume 40, pp. 1769-1791.
- Song, Y W., Han, E H., Shan, D., Yim, C D., dan You, B S. 2012. The Effect of Zn Concentration on the Corrosion Behavior of Mg-xZn Alloys. *Corrosion Science*, Volume 65, pp. 322-330.
- Song, Y. W., Shan, D. Y., Chen, R. S. dan Han, E. H., 2010. Effect of second phases on the corrosion behaviour of wrought Mg-Zn-Y-Zr alloy. *Corrosion Science*, 52(5), pp. 1830-1837.
- Staiger, M. P., Pietak, A. M., Huadmai, J. dan Dias, G., 2006. Magnesium and Its Alloys as Orthopedic Biomaterials: A Review. *Biomaterials*, 27(9), pp. 1728-1734.
-



- Tang, P. dan Puri, V. M., 2004. Methods for Minimizing Segregation: A Review.. *Particulate Science and Technology*, Volume 22, pp. 321-337.
- Tapiero, H. dan Tew, K. D., 2003. Trace Elements in Human Physiology and Pathology: Zinc and Metallothioneins. *Biomedicine & Pharmacotherapy*, 57(9), pp. 399-411.
- Thomas, S., Birbilis, N., Venkatraman, M. S. dan Cole, I. S., 2012. Corrosion of zinc as a function of pH. *Journal of Scientific and Engineering*, p. 68.
- Torres, Y., Pavon, J. J. dan Rodriguez, J. A., 2012. Processing and Characterization of Porous Titanium for Implants by Using NaCl as Space Holder. *Journal of Materials Processing Technology*, Volume 212, pp. 1061-1069.
- Tuncer, N., Arslan, G., Maire, E. dan Salvo, L., 2011. Investigation of Spacer Size Effect on Architecture and Mechanical Properties of Porous Titanium. *Materials Science and Engineering A*, Volume 530, pp. 633-642.
- Tuomo, P., Matti, L., Hannu, P., Pentti, R., Henna, N., dan Pertti, T. 2004. Fixation of distal femoral osteotomies with self-reinforced poly(L/DL)lactide 70:30/bioactive glass composite rods. An experimental study on rats.. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 15, pp. 275-281.
- Vojtech, D., Kubasek, J., Serak, J. dan Novak, P., 2011. Mechanical and corrosion properties of newly developed biodegradable Zn-based alloys for bone fixation. *Acta Biomaterialia*, 7(9), pp. 3515-3522.
- Wei, S., Zhu, T., Hou, H., Kim, J., Kobayashi, E., Sato, T., Hodgson, M., dan Gao, W. 2014. Effects of Pb/Sn additions on the age-hardening behaviour of Mg-4Zn alloys. *Materials Science and Engineering: A*, Volume 597, pp. 52-61.
- Wen, C E., Mabuchi, M., Yamada, Y., Shimojima, K., Chino, Y., dan Asahina, T. 2001. Processing of Biocompatible Porous Ti and Mg. *Scripta Materiala*, Volume 45, pp. 1147-1153.
- Wen, C., Yamada, Y., Shimojima, K., Chino, Y., Hosokawa, H., dan Mabuchi, M. 2004. Compressibility of Porous Magnesium Foam: Dependency on Porosity and Pore Size. *Materials Letter*, pp. 357-360.



- Witecka, A., Yamamoto, A., Idaszek, J., Chlanda, A., dan Swieszkowski, W. 2016. Influence of biodegradable polymer coatings on corrosion, cytocompatibility and cell functionality of Mg-2.0Zn-0.98Mn magnesium alloy. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, pp. 2-33.
- Witte, F., 2010. The History of Biodegradable Magnesium Implants: A Review. *Acta Biomateriala*, 6(5), pp. 1680-1692.
- Witte, F., Ulrich, H., Rudert, M. dan Willbold, E., 2007. Biodegradable Magnesium Scaffolds: Part 1: Appropriate Inflammatory Response. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 81(3), pp. 748-756.
- Xiao, L., Wang, B., Yang, G. dan Gauthier, M., 2012. Poly(Lactic Acid)-Based Biomaterials: Synthesis, Modification and Applications. In: *Biomedical Science, Engineering, and Technology*. Shanghai: InTech, pp. 247-282.
- Xu, L. dan Yamamoto, A., 2012. A. Characteristics and cytocompatibility of biodegradable polymer film on magnesium by spin coating.. *Colloids Surface B*, Volume 93, pp. 67-74.
- Yamaguchi, M., Oishi, H. dan Suketa, Y., 1987. Stimulatory effect of zinc on bone-formation in tissue-culture. *Biochemical Pharmacology*, 36(22), pp. 4007-4012.
- Yang, S. F., Leong, K. F., Du, Z. H. dan Chua, C. K., 2001. The design of scaffolds for use in tissue engineering Part 1. Traditional factors. *Tissue Engineering*, pp. 679-689.
- Yan, J., Chen, Y G., Yuan, Q L., Yu, S., Qiu, W C., Yang, C G., Wang, Z G., Gong, J F., Ai, K X., Zheng, Q., Li, J N., Zhang, S X., dan Zhang, X N. 2013. Comparison of the effects of Mg-6Zn and titanium on intestinal tract in vivo. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 24(6), pp. 1515-1525.
- Yazdimamaghani, M., Razavi, M., Vashaei, D. dan Tayebi, L., 2014. Microstructural and Mechanical Study of PCL Coated Mg Scaffolds. *Surface Engineering*, Volume 20, pp. 920-926.
- Yin, D. S., Zhang, E. L. dan Zeng, S. Y., 2008. Effect of Zn on mechanical property and corrosion property of extruded Mg-Zn-Mn alloy. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, Volume 18, pp. 763-768.



- Yin, P., Li, N F., Lei, T., Liu, L., dan Ouyang, C. 2013. Effect of Ca on Microstructure, Mechanical, dan Corrosion Properties and Biocompatibility of Mg-Zn-Ca Alloy. *Materials Science*, Volume 24, pp. 1365-1373.
- Zhang, E L., Yin, D S., Xu, L P., Yang, L., dan Yang, K. 2009. Microstructure, mechanical and corrosion properties and biocompatibility of Mg-Zn-Mn alloys for biomedical application. *Materials Science and Engineering C-Biomimetic and Supramolecular Systems*, 29(3), pp. 987-993.
- Zhang, S. X., Li, J. A. dan Song, Y., 2009. In vitro degradation, hemolysis and MC3T3-E1 cell adhesion of biodegradable Mg-Zn alloy. *Materials Science and Engineering C-Materials for Biological Applications*, 29(6), pp. 1907-1912.
- Zhang, S. X., Zhang, X. N. dan Zhao, C. L., 2010. Research on an Mg-Zn alloy as a degradable biomaterial. *Acta Biomaterialia*, 6(2), pp. 626-640.
- Zhang, X B., Yuan, G Y., Mao, L., Niu, J L., dan Ding, W J. 2012. Biocorrosion properties of as-extruded Mg-Nd-Zn-Zr alloy compared with commercial AZ31 and WE43 alloys. *Materials Letters*, 66(1), pp. 209-211.
- Zheng, Y., 2015. *Magnesium Alloys as Degradable Biomaterials*. New York: CRC Press.
- Zhou, Z., Lennon, A., Cunningham, E., Buchanan, F., Clarke, S., McCarthy, H., dan Dunne, H. 2016. Effect of Poly (caprolactone) Coating on the Properties of Three-Dimensional Printed Porous Structure. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, pp. 68-83.
- Zilberman, M. dan Eberhart, R. C., 2006. Drug-eluting bioresorbable stents for various applications.. *Annual Review of Biomedical Engineering*, Volume 8, pp. 153-180.
- Zreiqat, H., Howlett, C R., Zannettino, A., Evans, P., Schulze-Tanzil, G., Knabe, C., dan Shakibaei, M. 2002. Mechanisms of magnesium-stimulated adhesion of osteoblastic cells to commonly used orthopaedic implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 62(2), pp. 175-184.



Halaman Sengaja Dikosongkan